

UNIVERSIDAD DE OVIEDO
Programa de doctorado en Ciencias de la Salud



Universidad de Oviedo

TESIS DOCTORAL

Influencia del material de fabricación del implante en el coeficiente de estabilidad, torque de inserción y calor friccional durante la inserción y en el micromovimiento ante la aplicación de carga.

Nerea Arlucea Torrealday

Oviedo, 2022

UNIVERSIDAD DE OVIEDO
Programa de doctorado en Ciencias de la Salud



Universidad de Oviedo

TESIS DOCTORAL

Influencia del material de fabricación del implante en el coeficiente de estabilidad, torque de inserción y calor friccional durante la inserción y en el micromovimiento ante la aplicación de carga.

Nerea Arlucea Torrealday

Directores:

Ángel Álvarez Arenal

Aritza Brizuela Velasco

Oviedo, 2022



Universidad de Oviedo

RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: Influencia de material de fabricación del implante en variables dependientes como el coeficiente de estabilidad, torque de inserción, calor friccional durante la inserción y micromovimiento ante la aplicación de carga	Inglés: Influence of the implant manufacturing material on dependent variables such as the stability coefficient, insertion torque, frictional heat during insertion and micro-movement upon load application
2.- Autor	
Nombre: Nerea Arlucea Torrealday	DNI/Pasaporte/NIE: -
Programa de Doctorado: Ciencias de la Salud	
Órgano responsable:	

RESUMEN (en español)

Objetivo: Comparar dos tipos de implantes dentales fabricados en material diferente, Titanio (Ti) y Zirconia (Zr), en lo que respecta a sus valores de estabilidad implantaria medida mediante torque de inserción (IT) y análisis de frecuencia de resonancia (RFA) y en su micromovimiento ante la aplicación de carga. Como variable independiente se mide el calor generado en el momento de colocación de ambos implantes. **Materials and Methods:** Se evaluaron dos tipos de implante, uno de ZrO₂ (test) y otro de Ti₆Al₄V (control), que compartían diseño idéntico: conexión mediante hexágono externo, 3.8mm. de diámetro y 8 de longitud. En 21 costillas de vaca se colocaron 1 implante de cada tipo (n=42), registrando el torque de inserción mediante un torquímetro calibrado (Ncm), la frecuencia de resonancia mediante un transductor específico (ISQ) y el calor generado en el momento de la inserción se llevó a cabo mediante la utilización de una sonda o termopar. Posteriormente, se atornilló sobre cada uno de los implantes de la muestra una corona protésica fabricada en PMMA con la morfología de un segundo premolar inferior. El conjunto fue sometido a una carga de compresión estática, sobre la cúspide vestibular de la corona, con una



magnitud de 50N y un ángulo de 6 grados respecto al plano oclusal. El micromovimiento resultante se midió mediante un microscopio de larga distancia de enfoque y un programa de análisis de imágenes. Se utilizó el test de Mann-Whitney y un coeficiente de correlación de Pearson para calcular las relaciones entre las diferentes variables estudiadas, considerando una significación estadística para un valor de P inferior a 0.05.

Resultados: Los implantes de Zr obtuvieron una media mayor tanto de IT (29.9 ± 11.4 Ncm) como de RFA ($69,4 \pm 6.6$ ISQ), cuando se le compara con los de Ti (23 ± 7 Ncm y 62 ± 10.6 respectivamente) siendo para ambos casos las diferencias estadísticamente significativas ($p=0.0483$ y $p=0.0296$). Sin embargo, los valores de micromovimiento ante la aplicación de carga fueron muy similares para los implantes de ambos materiales, $93,5 \pm 112.4$ y 94.5 ± 152.5 μm , no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p=0.3867$). El análisis comparativo entre los valores promedio de ambos grupos evaluados mostraría un nivel máximo de calentamiento ligeramente inferior para los implantes fabricados en Zr respecto a los implantes fabricados en Ti, con un valor promedio de 0.767 ± 0.413 °C y 0.629 ± 0.341 °C, respectivamente.

Conclusiones: Los resultados muestran que los implantes de zirconia presentan mayores valores de estabilidad implantaria que los de titanio, cuando se les evalúa con los procedimientos clínicos habituales (IT y RFA). No obstante, el que no presenten diferencias en los valores de micromovilidad implica que se debe ser cauto a la hora de aplicar protocolos clínicos para la zirconia basados en la RFA, que solo tienen evidencia para el titanio.

En lo que al calor se refiere, el análisis estadístico de resultados no ha reflejado la existencia de diferencias estadísticamente significativas de temperatura de calentamiento entre los dos grupos de muestras evaluados, (con un valor de probabilidad $p=0.257$).



Universidad de Oviedo

No obstante, el análisis comparativo entre los valores promedio de ambos grupos evaluados mostraría un nivel máximo de calentamiento ligeramente inferior para los implantes fabricados en Zr respecto a los implantes fabricados en Ti, con un valor promedio de 0.767 ± 0.413 °C y 0.629 ± 0.341 °C, respectivamente.

RESUMEN (en Inglés)

Purpose: To compare two types of dental implants made of different materials, titanium and zirconia, with regard to their implant stability value
s measured by insertion torque (IT) and resonance frequency analysis (RFA), and their micromovement when a load is applied. As an independent variable, the heat generated at the time of placement of both implants is measured

Materials and Methods: Two types of implants were evaluated, one made of ZrO_2 (test) and the other made of Ti_6Al_4V (control), but both of identical design: external hexagon connection, 3.8mm in diameter and 8mm long. One of each type of implant (n=42) was placed into 21 cow ribs, recording the insertion torque using a calibrated torque meter (Ncm) and the resonance frequency using a specific transducer (ISQ) and heat generated at the time of insertion. The insertion was carried out by using a probe or thermocouple. Subsequently, a prosthetic crown made of PMMA, with the morphology of a lower second premolar, was screwed onto each of the implants in the



sample. They were then subjected to a static compression load on the vestibular cusp of the crown, with a magnitude of 50N and at an angle of 6 degrees to the occlusal plane. The resulting micromovement was measured using a long working distance microscope and an image analysis program. The Mann-Whitney test and the Pearson correlation coefficient were used to calculate the relationships between the different variables studied, considering a P value below 0.05 to be statistically significant.

Results: Zr implants obtained a higher mean of both IT (29.9 ± 11.4 Ncm) and RFA (69.4 ± 6.6 ISQ) when compared with those of Ti (23 ± 7 Ncm and 62 ± 10.6 respectively), with statistically significant differences in both cases ($p = 0.0483$ and $p = 0.0296$). However, the micromovement values when load was applied were very similar for both types of implants, 93.5 ± 112.4 and 94.5 ± 152.5 μ m, with the differences between them ($p = 0.3867$) not found to be statistically significant. The comparative analysis between the average values of both evaluated groups would show a slightly lower maximum heating level for implants made of Zr compared to implants made of Ti, with an average value of 0.767 ± 0.413 °C and 0.629 ± 0.341 °C, respectively.

Conclusions: The results show that zirconia implants have higher implant stability values than titanium implants when evaluated using the usual clinical procedures (IT and RFA). However, the fact that there are no differences in micromobility values implies that caution should be exercised when applying clinical protocols for zirconia based on RFA, which only has evidence for titanium. As far as heat is concerned, the statistical analysis of results has not reflected the existence of statistically significant differences in heating temperature between the two groups of samples evaluated, (with a probability value of $p=0.257$). However, the comparative analysis between the average values of both groups evaluated would show a slightly lower maximum heating level for implants made of Zr compared to implants made of Ti, with an average value



Universidad de Oviedo

of 0.767 ± 0.413 °C and 0.629 ± 0.341 °C. , respectively.

SR. PRESIDENTE DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DEL PROGRAMA DE DOCTORADO
EN CIENCIAS de la SALUD.

“La verdadera ciencia enseña, sobre todo, a dudar y a ser ignorante”

Miguel de Unamuno

(1864-1936) Filósofo y escritor español

Agradecimientos

Al Dr. Ángel Álvarez Arenal, director de esta Tesis Doctoral, por ayudarme desde el principio hasta el final del proyecto, sin Ud. no hubiera sido posible.

Al Dr. Aritza Brizuela, mi máximo agradecimiento y admiración, por ensañarme una rama de la odontología desconocida para mí. Por guiarme en este proyecto de investigación y confiar en que pudiera salir adelante. Por tu paciencia y por hacerme ver esta profesión con otra visión, con criterio y toma de decisión.

A ti, que me educaste en la constancia y perseverancia, que me enseñaste a luchar y a pelear por lo que uno verdaderamente quiere. Gracias a ti soy lo que soy. Siempre en mi corazón.

A mi compañero de viaje, por apoyarme de manera incondicional en todos mis proyectos sin cuestionarlos. Sin ti, no hubiera sido posible. Gracias.

A mis 2 pequeñas extensiones, por ser la luz que ilumina mi camino. Nacisteis los 2 con este proyecto y lo finalizo siendo vosotros ya 2 personitas hechas y derechas. Gracias por sacarme una sonrisa en los momentos duros sin vosotros saberlo. Os quiero hasta el infinito y más allá, amatxu.

A mi padre, a mis hermanos y cuñados, por estar siempre en lo bueno y en lo malo. Siempre juntos.

A Ana, mi total admiración. Desde el desconocimiento total de la materia, has conseguido dar sentido a este proyecto.

A Laura, porque siempre has estado a mi lado apoyándome en mis decisiones, escuchándome y ayudándome de manera incondicional. Gracias por tu paciencia.

A Jose Mari, por ser mi mentor, por trasladarme todo su conocimiento y confiar en mí. Por animarme en toda mi carrera profesional a seguir formándome para ser mejor clínico. Una vez más gracias.

A la fundación Osteosite y a la empresa Klockner, por haber hecho posible que este estudio siguiera adelante.

Al resto de familia, a mis amig@s, a mis compañeras de la consulta y a tod@s aquellos que hayan dedicado un solo momento a escucharme, porque sin tod@s vosotros todo esto no hubiera sido posible.

Gracias, gracias y mil gracias.

ÍNDICE

	Página
ABREVIATURAS	25
1. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN	31
2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA	43
2.1 Osteointegración y fases	
2.2 Estabilidad Primaria	
2.3 Cirugía y tipos de carga	
2.4 Calor friccional	
2.5 Metodología aplicada a la estabilidad primaria	
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	107
4. MATERIAL Y METODOLOGÍA	113
4.1 Muestra y modelos de trabajo de estudios piloto	
4.2 Muestra y modelos de trabajo del estudio principal	
5. RESULTADOS	127
5.1 Resultados de estudio piloto	
5.2 Resultados del estudio principal	
6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	139
6.1 Justificación de método y muestra empleada	
6.2 Estabilidad primaria: torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia	
6.3 Micromovimiento	
6.4 Calor friccional	
6.5 Sobre las limitaciones de este proyecto de Tesis Doctoral	
6.6 Implicaciones clínicas y recomendaciones futuras	
7. CONCLUSIONES	159
8. BIBLIOGRAFÍA/REFERENCIAS.....	163
ANEXOS.....	189

ABREVIATURAS

°C: Grado centígrado

AEF: Análisis de Elementos Finitos

AFM: Microscopio de fuerza atómica

AFR: Análisis de Frecuencia de Resonancia

Al: Aluminio

Al₂O₃: Óxido de Aluminio

Au: Oro

BIC: Bone to implant contact

C: Carbono

CaO: Óxido de Calcio

CBCT: Cone-beam computed tomography systems

CeO₂: Óxido de Cerio

CP-Ti: Titanio Comercialmente Puro

Cu: Cobre

FMO: Fuerza máxima de oclusión

g/cm³: gramo por centímetro cúbico

GPa: Gigapascales

HA: hidroxiapatita

ISQ: Coeficiente de Estabilidad Implantaria

J/mm³: Julios por milímetro cúbico

kN: kiloNewton

MDP: Fosfato de 10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno

MgO: Óxido de Magnesio

mm: milímetro

MPa: Megapascales

N: Newton

N: Nitrógeno

Ncm: Newton centímetro

Ni: Niquel

N/s: Newton por segundo

O: Oxígeno

PEEK: polieteretercetona

PMMA: polimetilmetacrilato

PMN: leucocitos polimorfonucleares

PTFE: politetrafloruroetileno

Ra: Promedio de rugosidad del perfil

RAE: Real Academia de la Lengua Española

RANKL: ligando del receptor activador del factor nuclear Kappa-b

REM: Microscopio de barrido electrónico

RT: Removal torque

Sa: Promedio de rugosidad del área

SLA: Sandblasted, Large-grit, Acid-etched

STM: Microscopio de efecto túnel

TC: Tomografía computarizada

TEM: Microscopio Electrónico de Transmisión

Ti: Titanio

Ti₆Al₄V: Aleación Titanio

IT: Torque de inserción

TPS: Superficie con plasma de Titanio

UH: Unidades Hounsfield

V: Vanadio

vpt: Valor Periotest

Y-TZP: Ytria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal ceramics

Y₂O₃: Óxido de itrio

Zr: zirconio

ZrO₂: dióxido de zirconio (circonia)

μ: micra.

μm: Micrómetro

μΣ: microstrain

Σ: strain

1. INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN

La autoplastia, conforme a la definición de la Real Academia de la Lengua Española (RAE), constituye la implantación de injertos orgánicos para restaurar partes enfermas o lesionadas del organismo, por otras procedentes del mismo individuo. La RAE no incluye, no obstante, el término aloplástico o material aloplástico, pero, en base a su prefijo, se entiende que es todo aquel material de origen inorgánico o inerte, que se implanta en el cuerpo a efectos de reparar o sustituir un área anatómica determinada e incluso de recuperar o mantener una determinada función.

A ese respecto, existen evidencias del uso del oro y la plata como injertos aloplásticos, ambos materiales con una buena resistencia mecánica y maleabilidad, empleadas por parte de culturas tempranas de la Civilización Occidental y de la América Precolombina. Más recientemente, en el siglo XVI, Pretonius y Pierre Franco describían en detalle la reparación de lesiones de paladar hendido y craneoplastias mediante el uso precisamente de oro. Ambos materiales fueron ampliamente empleados para el tratamiento de lesiones craneofaciales de soldados de la primera Guerra mundial, pero, a partir de mediados del siglo XX, sus aplicaciones y usos prácticamente se abandonaron, en relación con el desarrollo, evolución y adecuación de diversos materiales (platino, aluminio, aleaciones metálicas, titanio, resinas acrílicas, plásticos, cerámicas, etc.) (Harris et al, 2014).

La pérdida de dientes, factor comúnmente asociado a la edad y a la enfermedad cariógena o periodontal, siempre ha supuesto un inconveniente funcional para el individuo, a la par que un problema estético: “Tus dientes fueron ya perlas de Oriente, Filis, pero la edad (¡cruel sentencia!), los de la encía superior desmiente”. (A Temis consultó Venus Hermosa - Lope de Vega).

La odontología en particular, como la cirugía craneofacial en general, también cuenta con sus propias evidencias históricas de usos de materiales aloplásticos destinados a la sustitución de dientes perdidos, tales como piedras o metales preciosos (Lemus et al, 2009) pero también de dientes de animales o incluso humanos (Leal-Fonseca y Hernández-Molinar, 2016).

No obstante, a partir del siglo XVIII, se empiezan a sentar las bases de la odontología moderna, en relación con los estudios de Pierre Fauchard y su libro *Le chirurgien dentiste; ou, traité des dents* (1728), en el que entre otros aspectos se describen las primeras metodologías de la prostodoncia dentoretenida o mucosoportada (Ring, 1989).

Aunque se pueden encontrar estudios de revisión sistemática en la literatura, que concluyen, que el uso de una dentadura completa removible tiene un gran potencial para contribuir a la calidad de vida relacionada con la salud bucodental del paciente (Martins et al, 2021), cuando se les compara con sobredentaduras sobre implantes, en las que la retención es mejorada por éstos, los resultados suelen ser favorables, tanto en satisfacción general, comfort, fonética como en estabilidad (Egido-Moreno et al, 2021).

En cuanto a las prótesis fijas retenidas sobre dientes de coronas y puentes sobre pilares dentales previamente tallados, aunque suponen una rehabilitación funcional más eficaz que las dentaduras removibles, no están exentas de complicaciones, ya sean biológicas (afectación periodontal o periapical de los dientes pilares) o técnicas. No obstante, una revisión sistemática de la literatura reciente, que incluyó a evaluación 19 estudios clínicos, mostró una alta supervivencia de las prótesis fijas metal cerámicas a 5 años (98.7%). En relación a las complicaciones técnicas, mostraba un porcentaje relativamente bajo (11.6%), generalmente la fractura de la cerámica de recubrimiento, durante el mismo tiempo de seguimiento. El estudio también apunta, que el material empleado en la rehabilitación de estas prótesis influye de manera crítica tanto en la supervivencia como en las complicaciones técnicas, de manera que para las prótesis fijas sobre dientes de circonia y cerámica, ambas son peores (Sailer et al, 2018).

Finalmente, es preciso considerar que la indicación de una prótesis fija sobre dientes está limitada a cumplir una serie de requisitos al respecto del estado de los dientes pilares, su proporción corono radicular, la longitud del tramo edéntulo entre pilares o la ausencia de pilares distales.

En general, en relación con el intento de superar las deficiencias de la eficacia de las prótesis removibles o las limitaciones de las prótesis fijas sobre dientes, desde finales de Siglo XIX y principios de XX, diferentes autores han canalizado sus esfuerzos de investigación en el intento de sustituir dientes perdidos mediante la creación de raíces artificiales de material aloplástico. En este sentido, una de las principales vías de investigación, ha sido el material a emplear para tal fin, desde el oro (Maggiolo, 1809), la plata (R. Payne, primeras décadas del siglo XX y Greenfield en 1915), aleaciones como el Vitallium (cobalto, cromo y molibdeno, Venable y Strok, 1937), o materiales como el acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto o aluminio, etc. (Block MS, 2018). **FIGURA 1**



FIGURA. 1 Imagen radiológica del primer implante dental colocado con éxito por los hermanos Strock en 1938. Tomado de Block MS, 2018

En los años 60, en Suecia, el Dr. Brånemark (et al, 1977), descubrieron accidentalmente un mecanismo de adherencia de un metal al hueso. Brånemark, estaba interesado en la microcirculación y los problemas de cicatrización de fracturas óseas. Cuando utilizó una cámara de observación de titanio (Ti) y la colocó con una técnica poco traumática en tibias de conejo, se produjo un hecho significativo: en el momento de su remoción, se descubrió que el hueso se había adherido al metal con gran tenacidad, demostrando que el titanio puede unirse firme e íntimamente al hueso humano y que aplicado en la boca podía ser pilar de retención y soporte de diferentes tipos de prótesis. A este fenómeno, lo denominó Osteointegración (Lemus et al, 2009).

En la actualidad, un implante dental, se considera un dispositivo protésico fabricado de material aloplástico, implantado en los tejidos orales bajo la mucosa, el periostio y/o el hueso, para proporcionar retención y soporte a una prótesis fija o removible (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017).

El aumento de la esperanza de vida, entre otros motivos por la mejora de las condiciones ambientales y socioculturales, ha hecho que el campo de la implantología sea cada vez más relevante. El material más frecuente empleado para ello, es el Ti y sus aleaciones, debido a sus buenas propiedades mecánicas, baja densidad (4,5 g/cm³) y buena biocompatibilidad con el hueso. La principal aleación utilizada es el llamado titanio comercialmente puro, (cp-Ti). Este metal, está disponible en cuatro grados, según la pureza y el contenido de oxígeno de procesamiento. Estos grados difieren en resistencia a la corrosión, ductilidad y resistencia; el grado 4 cp-Ti, cuenta con el mayor contenido de oxígeno (alrededor del 0,4%) y la mejor resistencia mecánica general. Las aleaciones de titanio tienen una buena resistencia a la corrosión, aún así, es difícil evaluar cuánto titanio podría liberarse y cuantificar el daño tisular generado, por ello, para estudiar este efecto, se han utilizado diversos ensayos en modelo animales. En algunos de ellos (monos y conejos), los niveles de titanio en los tejidos no cambiaron cuando los implantes estaban presentes mientras que, en otros animales como las ratas, se encontraron concentraciones elevadas de titanio en el bazo y degeneración a nivel hepática (Nicholson, 2020).

A nivel humano, se han observado que los diferentes tipos de corrosión que ocurren en el implante provocan la liberación excesiva de iones metálicos al medio oral. Dependiendo de la cantidad requerida de oligoelementos en el cuerpo, el ión liberado en exceso, se puede volver tóxico o peligroso. Esto puede llegar a provocar problemas de salud para los pacientes. Debido a esto, se han introducido técnicas de modificación de la superficie, a efectos de evitar el fenómeno de la corrosión, así como para mejorar la textura y las propiedades de biocompatibilidad (Asri et al, 2017).

En esta línea, las dos aleaciones de titanio más utilizadas son cp-Ti y Ti₆Al₄V y está suficientemente evidenciado, que ambas pueden osteointegrarse fácilmente. Se considera que la osteointegración ocurre cuando se desarrolla un contacto directo entre el hueso vivo y el metal, sin ninguna capa intermedia de cápsula fibrosa. Tanto cp-Ti como Ti₆Al₄V son bioactivos y pueden promover la formación de hueso en contacto directo con la superficie metálica (Asri et al, 2017). Por ello, las excelentes propiedades biológicas y mecánicas de las aleaciones de titanio se reflejan en unas tasas de éxito de supervivencia elevadas del 97-99% a 10 años (Nicholson, 2020). Por lo tanto, se puede concluir, que el Ti, hoy en día sigue siendo el material “Gold standard”, si bien es cierto que se está produciendo un aumento en el uso de otros materiales, para superar ciertas carencias de las que éste adolece. Una de ellas, es la diferencia encontrada en el modulo de elasticidad en relación al hueso, 110 GPa para el titanio y 14 GPa en la cortical ósea. Esta diferencia tan acusada, se puede traducir en una distribución de tensión inadecuada, reabsorción ósea. El aspecto metálico del Ti también puede generar un problema, ya que, a día de hoy, las restauraciones altamente estéticas se están convirtiendo en una demanda por parte de los pacientes. Para intentar solucionarlo, han aparecido en el mercado dental materiales como el polietereetercetona (PEEK) y las cerámicas, que presentan algunas ventajas frente al Ti. En relación al PEEK, una de sus ventajas, es la generación de una menor hipersensibilidad y reacciones alérgicas; otra, debido a su radiolucidez, es la aparición de menos artefactos en imágenes de tomografía computarizada; otra más, asociada a su color beige, es una apariencia más estética, cuando se expone al medio oral; ítem más, es un material de base versátil, pudiéndose adaptar a un propósito particular cambiando sus propiedades de superficie o volumen; y por último, la similitud de sus propiedades elásticas en relación al hueso, al mostrar un módulo elástico de 3 a 18 GPa dependiendo del refuerzo con fibra de carbono. Considerando en conjunto todas estas ventajas, el PEEK parece un material prometedor en el campo de la implantología, sin embargo, se necesita mayor evidencia científica puesto que, se han publicado pocos ensayos clínicos que

empleen el PEEK como material para implantes dentales que puedan confirmar altas tasas de éxito y supervivencia (Rahmitasari et al, 2017).

Continuando en esta búsqueda de materiales libres de metal, se impulsó la aplicación clínica de implantes fabricados con biomateriales cerámicos como, por ejemplo, la alúmina mono y policristalina, los vidrios bioactivos, la hidroxiapatita y el óxido de zirconio (circonia). Éste último, procede de un elemento que es en esencia metálico, pero la forma empleada en odontología es la circonia. Un óxido obtenido a partir de un proceso de oxidación reductiva denominado método Kroll, que, en definitiva, obtiene una forma cristalina del ZrO_2 . La circonia es tolerada positivamente por el hueso y los tejidos blandos y posee una gran estabilidad mecánica. Dado que la diferencia en la resistencia de unión hueso-implante no es significativa entre las cerámicas bioinertes y el acero inoxidable, se ha concluido que la afinidad del hueso por éstas es prácticamente la misma que por las aleaciones metálicas (Koutayas et al, 2010).

Se han realizado también pruebas de cultivos celulares in vitro, para verificar la biocompatibilidad del óxido de zirconio. Josset (et al, 1999), mostró en su estudio, la ausencia de respuestas adversas en relación con este material. Por otro lado, los estudios en animales utilizando implantes de circonia sin carga, han mostrado unas características comparables a las de los implantes de titanio en términos de biocompatibilidad y capacidad de osteoinducción (Sennerby et al, 2005; Gahlert et al, 2007).

En definitiva, a la circonia se le atribuyen respecto al titanio, ventajas de biocompatibilidad y estética. Esto es debido a su color blanco cuando está expuesto en el medio oral o cuando se trasluce a través del tejido blando periimplantario y su mayor biocompatibilidad respaldada por los resultados de revisiones sistemáticas, que concluyen en una mejora en los porcentajes de contacto hueso implante (BIC, siglas del inglés "Bone to implant contact") cuando se comparan implantes de titanio e implantes de circonia con superficie modificada mediante ataque ácido (Hafezeqoran y Koodaryan, 2017).

No obstante, muchos de los autores que apoyan las aplicaciones de la circonia, obvian una diferencia que pudiera ser importante en su comportamiento biomecánico: la circonia es un material con un módulo de Young de 200 GPa, en definitiva, prácticamente el doble que el del Ti₆Al₄V (110 GPa) y obviamente, muy alejado del correspondiente hueso marginal periimplantario (de 1 a 10 GPa, dependiendo de si es trabecular o cortical, respectivamente) (Brizuela-Velasco et al, 2019).

Ciertos estudios mediante análisis de elementos finitos, parecen dejar patente que, debido a estas propiedades elásticas, se debe de esperar un diferente comportamiento biomecánico de los implantes de circonia, una vez integrados, respecto al hueso de soporte (Brizuela-Velasco et al, 2016; Pérez-Pevida et al, 2016). Pero también, los resultados de estudios en modelo animal, han encontrado una ventaja respecto a los valores de BIC en aleaciones de mayor elasticidad cuando se les compara con otras de módulos de Young más altos (Brizuela et al, 2019).

Lo que no aparece reflejado en la literatura, es la influencia que estas propiedades elásticas de la circonia, puedan tener sobre el propio proceso de la osteointegración. Es preciso considerar que, en la osteointegración, como en la regeneración de una fractura ósea primaria, uno de los procesos claves para asegurar su éxito es un control mecánico, que impida poner en riesgo la red de capilares neoformados durante la fase proliferativa (Brizuela-Velasco et al, 2015). En el caso concreto de la aposición de hueso alrededor de un implante, a este control mecánico se le denomina estabilidad implantaria. A este respecto, la literatura actual disponible, no aporta evidencia suficiente sobre determinados aspectos, tales como:

- No está estudiado, ni es posible inferir, cómo puede afectar un material de alta rigidez mecánica como el de la circonia, a la estabilidad implantaria.

- No está aclarado, si esas propiedades mecánicas, pueden incluso influir sobre los propios procedimientos de medida de la estabilidad (fundamentalmente torque de inserción (IT) y análisis de frecuencia de resonancia (AFR)), en los que, además, se basan la toma de decisiones clínicas.
- Tampoco existe información disponible acerca de, cómo puede influir un material de esta rigidez, en la propia inserción del implante, en relación a los coeficientes de fricción y del calor que se genere.

Esta ausencia de evidencia, es precisamente la justificación y motivación en la elección de este proyecto de Tesis Doctoral, que pretende arrojar luz en este ámbito, con el objetivo no sólo de desentrañar el marco teórico, sino también para poder determinar si clínicamente tiene sentido que la aplicación de protocolos de toma de decisiones, que están estudiados para el titanio, se pueden aplicar, como de fato se hace, a los implantes que estén fabricados en circonia.

2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA

La osteointegración se definió originalmente como una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante cargado funcionalmente (Brånemark et al, 1977).

Osteointegración, es un término histológico que está indicando una aposición ósea directa sobre la superficie del implante, sin que exista interposición de tejido blando. Sin embargo, nunca existe un 100% de contacto entre ambas superficies. El grado de osteointegración puede valorarse clínicamente de un modo indirecto, mediante la evaluación de la ausencia de movilidad del implante. Por ello, la valoración clínica que realizamos en la actualidad de la osteointegración de un implante, se basa en criterios mecánicos de estabilidad más que en criterios histológicos (Albrektsson et al, 1981).

Actualmente se dice, que un implante se considera osteointegrado, cuando no hay un movimiento progresivo entre el implante y el hueso con el que está en contacto directo (Brånemark, 1983). Aunque el término osteointegración se utilizó inicialmente con referencia a los implantes metálicos de titanio, el concepto actualmente, se aplica a todos los biomateriales que tienen la capacidad de osteointegrarse, tanto las cerámicas utilizadas como los sustitutos óseos.

Autores como Moraschini (et al, 2015), encontró en su revisión sistemática, altas tasas de supervivencia de los implantes dentales, una vez cargados, en períodos de seguimiento de hasta 20 años (media acumulada 94,6%). Aproximadamente el 70% de las pérdidas de implantes se produjeron después de la colocación del pilar y la carga protésica, lo que demuestra que se produce un mayor número de fracasos después ser éstos cargados. En esta línea, Smeets (et al, 2016), habla sobre excelentes tasas de supervivencia a largo plazo. Sin embargo, también menciona fallos de implantes en una pequeña cantidad de pacientes. El fracaso primario del implante debido a una osteointegración insuficiente, ocurre en el 1-2% de los pacientes durante los primeros meses. El fracaso secundario, se desarrolla varios años después de una osteointegración exitosa en aproximadamente el 5% de los pacientes. Este

autor habla de la periimplantitis como causa común, y ésta a su vez, se caracteriza por la inflamación de la mucosa periimplantaria y pérdida de hueso de soporte (Berglundh et al, 2017).

Tras nombrar las excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad de los implantes de circonia, varios autores examinaron la osteointegración de este material en distintos estudios animales. Manzano (et al, 2014), en una revisión sistemática, comparó la osteointegración de los implantes de circonia con la de los implantes de titanio, tomando como referencia los valores de contacto hueso-implante (BIC) y torque de desinserción (RT, del inglés Removal Torque) para evaluar la calidad de la osteointegración. Los resultados obtenidos, mostraron que el BIC y RT de los implantes de circonia, en la mayoría de los estudios analizados, no mostraron diferencias estadísticamente significativas cuando se les comparaba con los implantes de titanio. Estos datos están en concordancia con estudios de objetivos y diseño similares, que alcanzan las mismas conclusiones en relación con las 2 variables dependientes analizadas, no hallando diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de implantes (Kohal et al, 2004; Sennerby et al, 2005).

2.1 Osteointegración y fases

La osteointegración, al igual que la regeneración de una fractura primaria, tiene 4 fases; hemostasia, fase inflamatoria, proliferativa y fase de remodelación.

Hemostasia. Esta fase exudativa, comienza con la preparación quirúrgica del lecho óseo del implante, seguido de la inserción del mismo. Puede durar de minutos a horas. El propio trauma quirúrgico, conlleva la liberación de factores de diferenciación y crecimiento que estaban contenidas en la matriz ósea. Éstos son liberados de sus dominios de unión a heparina por hidrolasas de heparina de las plaquetas sanguíneas. El sangrado de los vasos sanguíneos lesionados, conduce a la polimerización del fibrinógeno, para crear una primera matriz extracelular en el defecto. Después de la colocación del implante, la superficie de éste interactúa con las moléculas de agua y los iones. Esto puede cambiar el patrón de carga de la superficie y los iones bivalentes como el calcio, pueden unir a parejas igualmente cargadas negativamente. Los iones son seguidos por proteínas con una concentración elevada en sangre, que serán reemplazadas por proteínas de concentración menor pero con una mayor afinidad por la superficie. A través de la absorción de proteínas plasmáticas como la albúmina, las globulinas o la fibrina, las células podrán adherirse así a la superficie del titanio. Las plaquetas también se unen al colágeno mediante receptores específicos. Esta adhesión se ve reforzada por el factor von Willebrand, que forma enlaces adicionales entre los receptores de las plaquetas y las fibrillas de colágeno. Esta unión da como resultado la activación y degranulación de los trombocitos. La hemostasis esta respaldada por sustancias vasoactivas de las plaquetas como el tromboxano y la serotonina, que producen vasoconstricción. La liberación de citoquinas de las plaquetas degranulantes es el comienzo de la fase inflamatoria (Terheyden et al, 2012).

Fase inflamatoria. La fase inflamatoria comienza aproximadamente a los 10 min y dura los primeros días después de la cirugía. Comienza con la degranulación de las plaquetas. La bradicinina de las plaquetas degranuladas, aumenta la permeabilidad vascular de los líquidos y la histamina aumenta el flujo sanguíneo.

En las primeras etapas de la fase inflamatoria, se activan los sistemas innatos de defensa del huésped, éste a su vez es activado por moléculas inespecíficas de origen bacteriano. Consiste en elementos moleculares y celulares: leucocitos polimorfonucleares (PMN) y macrófagos. La abundancia de bacterias prolonga y amplifica la respuesta inmunitaria celular. Los PMN eliminan las bacterias a través de radicales reactivos (especies de oxígeno, grupos hidroxilo y radicales de cloro e hipocloritos) que también son tóxicos para las células huésped y el tejido sano que rodea la herida. Por tanto, una respuesta fulminante de granulocitos neutrófilos, puede inducir la pérdida de tejidos circundantes sanos.

La fase inflamatoria temprana dentro de las primeras 3 horas es bastante decisiva para el pronóstico de la herida. Un gran número de bacterias favorece la inflamación. Los cuerpos extraños contaminados en la herida, que a diferencia de los tejidos vivos no tienen mecanismos de defensa propios contra la colonización bacteriana, pueden aumentar los recuentos bacterianos. Por tanto, a efectos de limitar la fase inflamatoria, es preciso un trabajo quirúrgico lo más aséptico posible con baja contaminación bacteriana, siendo igualmente relevante, establecer una profilaxis antibiótica y el uso de antisépticos locales tras la cirugía. Las condiciones limpias, por tanto, ayudan al organismo a avanzar lo más rápido posible a través de la fase inflamatoria a la fase proliferativa.

Cuando se consigue la eliminación bacteriana y de los restos de tejido, los macrófagos secretan factores de crecimiento fibrogénicos y angiogénicos y se produce una activación de los fibroblastos, que, mediante una serie de mecanismos, son capaces de llegar al área de la herida y dan lugar al comienzo de la fase proliferativa (Terheyden et al, 2012).

Fase Proliferativa. Esta fase se caracteriza por la formación de nueva matriz extracelular y por la angiogénesis. Este tejido recién formado se llama tejido de granulación. La duración de esta fase varía de unos días a algunas semanas. Estimulados por los factores de crecimiento de los macrófagos, los fibroblastos del tejido sano de alrededor migran hacia el coágulo sanguíneo. Estas células perforan túneles a través de la matriz extracelular provisional del coágulo de fibrina, secretando metaloproteinasas y reemplazando así esta matriz provisional.

De forma paralela, se estimula la angiogénesis mediada por las condiciones de hipoxia. Ésta a su vez, atrae a los macrófagos que pueden sobrevivir en estas condiciones ajustando su metabolismo. El macrófago puede funcionar con baja concentración de oxígeno, liberando así factores de crecimiento endotelial vascular que estimulan la producción de precursores de células endoteliales y factores quimiotácticos. Además, otros factores de crecimiento de las plaquetas y de los macrófagos actúan como angiogénicos.

En respuesta a este crecimiento endotelial vascular, los pericitos se desprenden de las paredes exteriores del vaso, dando lugar a las nuevas células progenitoras endoteliales migrando a zonas con baja carga de oxígeno donde son atraídas quimiotácticamente. Las células proliferan para formar grupos y organizarse formando tubos, que se conectan a un vaso sanguíneo existente. Se crea un nuevo circuito vascular y la sangre puede fluir a través de él.

La angiogénesis, es el requisito básico para que se produzca la osteogénesis. El hueso nuevo se forma sólo cuando se encuentra en estrecha conexión con los vasos sanguíneos. La célula ósea madura no sobrevive a más de 200 μm de distancia de un vaso sanguíneo.

Las células osteoprogenitoras, encontradas en casi todas las superficies libres de los huesos (endostio, capa interna del periostio, trabéculas de cartílago calcificado), se adhieren a la superficie de los implantes a través de integrinas. Éstas se unen a su vez, a proteínas de la matriz extracelular

como la fibronectina, por lo que las células óseas no se unen de forma directa a la superficie del implante, sino que lo hacen a través de proteínas que se adhieren a ésta. Después de esa unión a la superficie implantaria, las células osteoprogenitoras pasan a su forma activa convirtiéndose en osteoblastos, los cuales, comienzan a expresar fosfatasa alcalina y osteocalcina. Esta unión es relevante entre implante y hueso, debiendo existir un micromovimiento mínimo entre ambas partes. Estudios en modelos animal muestran que micromovimientos superiores a 100-150µm a nivel de esa interfase pueden conducir a la fractura de los capilares neoformados (Szmukler-Moncler et al, 1998), produciendo un fracaso de la cicatrización ósea, caracterizada por la encapsulación fibrosa. Este micromovimiento, es dependiente en esta primera fase de osteointegración, del anclaje mecánico que consigue el implante con el hueso en el momento de su colocación. Una vez colocado el implante, en la primera semana, comienza la neoformación ósea. Ese hueso formado, será tejido óseo inmaduro reticular, el cual, se caracteriza histológicamente por una disposición disparalela de sus fibras colágenas orientadas aleatoriamente. Este tejido óseo crecerá a lo largo de las superficies óseas ya existentes y de las superficies de los implantes hacia los valles de las espiras. La neoformación ósea comienza por la secreción de matriz colágena por parte de los osteoblastos. En un inicio se secreta colágeno tipo III (debido a que en los alveolos maxilares se produce un proceso de osificación intramembranoso). Finalmente, esta matriz se mineralizará por la hidroxapatita (Terheyden et al, 2012).

Fase de remodelación. El osteoclasto juega un papel importante en la fase de remodelado. Éstos aparecen en la herida a los pocos días. Empiezan a crear espacio para la formación de hueso nuevo, eliminando los contactos primarios entre el hueso y el implante. La fase de remodelación puede durar varios años, hasta que la mayor parte del hueso antiguo de los contactos primarios sea reemplazado por hueso recién formado y orientado a la carga.

El hueso remodelado se denomina hueso laminar y recibe su nombre de la orientación paralela de sus fibras de colágeno. Este nuevo hueso trabecular formado se dispondrá de manera aleatoria en los casos en los que no sufra carga. En el momento en el que el implante empiece a recibir fuerzas funcionales, las trabéculas se orientarán en función de las mismas con una forma similar a los arcos de una catedral gótica. Entre las áreas de inserción de las trabéculas, aparecen áreas de superficie de titanio no cubiertas en la superficie del implante. El contacto hueso-implante puede disminuir durante la fase de remodelación y generalmente se equilibra en aproximadamente dos tercios de la superficie del implante (Terheyden et al, 2012).

Osteoblastos y osteoclastos actúan de manera independiente. Es necesario un equilibrio óseo, ya que si no se volvería o más poroso (osteopénico) o más denso (osteopetrótico). Ambas situaciones pueden ser patológicas. Al principio, la acción de los osteoclastos depende de los osteoblastos que controlan la osteoclastogénesis mediante el equilibrio entre el ligando del receptor activador del factor nuclear Kappa-b (RANKL) y osteoprotegerina. Los osteoblastos secretan RANKL, el ligando del receptor RANK que activa la osteoclastogénesis. RANKL puede ser a su vez anulado por osteoprotegerina soluble, también sintetizada por los osteoblastos. A su vez, los estímulos mecánicos se traducen en una señal mediada por citoquinas que controlan la acción del osteoblasto. Este fenómeno, denominado mecanotransducción, es mediado por el osteocito. Éste, posee estrechas prolongaciones citoplasmáticas conocidas como canalículos, a través de los cuales discurre líquido intersticial. Las cargas que se trasladan al hueso, provocan cambios de gradiente en este fluido, estimulando los cilios primarios de la membrana celular induciendo señales intra-celulares. Estas señales se propagan a los osteocitos vecinos mediante sus conexiones celulares. Además, los osteocitos también pueden inhibir a los osteoblastos a través de la esclerostina (Terheyden et al, 2012).

Al final de la fase de remodelación, alrededor del 60-70% de la superficie del implante esta cubierta por hueso. Este fenómeno se ha denominado contacto hueso-implante y es utilizado en investigación para medir el grado de osteointegración. Según el concepto de mecanotransducción, la remodelación ósea continúa durante toda la vida. Los esfuerzos de investigación, se han centrado en el diseño de nuevas topografías de superficies de implantes para optimizar la migración, adhesión, proliferación y diferenciación osteoblástica (Smeets et al, 2016).

Además, también existen factores biológicos que contribuyen al fracaso en la osteointegración. Existen 2 tipos de pérdida, la primaria y la tardía. En la primaria, influyen el trauma quirúrgico y las condiciones anatómicas del hueso, mientras que, en la tardía, la calidad ósea, el volumen y la sobrecarga. El impacto de estos factores en el fracaso del implante, depende del diseño del mismo y de las características de su superficie, pudiendo ser alterado modificando la técnica quirúrgica. La pobre cantidad y sobre todo calidad ósea, parece ser el principal factor causante del fracaso en la osteointegración del implante cuando se lleva a cabo el protocolo estándar de carga. En este sentido, una adaptación de la técnica quirúrgica, el protocolo de carga o la selección del adecuado diseño y superficie del implante podrían mejorar su osteointegración (Molly, 2006).

2.2 Estabilidad Primaria

2.2.1 Concepto

La osteointegración de un implante, al igual que la cicatrización de una fractura ósea primaria, precisa de un entorno biológico y mecánico favorable. En el caso concreto del implante, se habla de estabilidad implantaria, diferenciando dos conceptos: la estabilidad primaria y la secundaria.

La estabilidad primaria, se define como la ausencia de la movilidad del implante en el lecho óseo en el momento de su colocación y está en relación con diversos factores como la cantidad y calidad ósea, la técnica quirúrgica y las características del propio implante (Meredith, 1998).

La estabilidad secundaria, al contrario que la primaria, se considera el resultado de la formación y remodelación ósea que ocurre en la interfase implante/hueso y la maduración del tejido blando alrededor del implante durante el periodo de cicatrización postquirúrgico (Sennerby and Meredith, 1998).

En el momento de colocación del implante en hueso denso se consigue una estabilidad primaria elevada, pero el aumento de estabilidad secundaria será leve. Esto es debido, a que la mayoría de la superficie del implante está en contacto con el hueso desde el principio. Sin embargo, cuando nos encontramos con una baja densidad ósea y poca estabilidad primaria, el proceso de cicatrización puede añadir considerablemente estabilidad secundaria, pero en estos casos, el periodo de cicatrización será más largo (Sennerby y Roos; 1998).

La estabilidad inmediata del implante es mecánica y va siendo sustituida durante el periodo de osteointegración por una estabilidad biológica. Hay un descenso inicial de esta estabilidad primaria en el periodo inmediato a la cirugía, aumentando progresivamente, al desarrollarse el proceso biológico de osteointegración. **FIGURA 2**

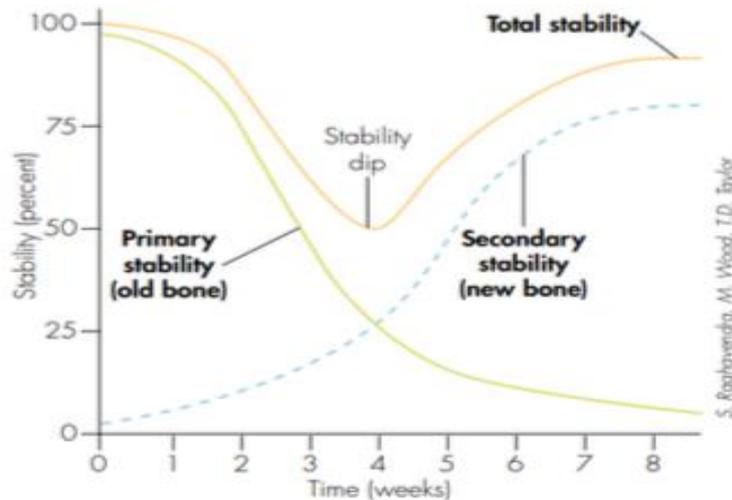


FIGURA 2. Gráfica de Estabilidad en el tiempo. Imagen tomada del artículo S. Roghavendra, M Wood, TD Taylor.

2.2.2 Relación de la estabilidad primaria con el movimiento

De manera clásica, se ha considerado que la anquilosis funcional de los implantes dentales en el hueso alveolar, era el criterio preciso para certificar la osteointegración del implante desde un punto de vista biomecánico (Chang y Giannobile, 2012). No obstante, esta anquilosis estaba considerada con una menor capacidad de movimiento del implante cuando se le comparaba con el diente y especialmente a que antes, no se contaba con instrumental específico para medir clínica o experimentalmente a nivel de la micra (μ).

Cabe destacar, que existe una diferencia entre el comportamiento biomecánico del implante ante fuerzas verticales y horizontales y el comportamiento de un diente natural ante las mismas fuerzas.

Si se compara el estrés transferido al terreno de soporte de un diente o de un implante, se pueden encontrar diferencias muy significativas. Esto es debido, a que el ligamento periodontal se encuentra ausente en los implantes como consecuencia de su osteointegración. Gracias a éste, el diente tiene una cierta resiliencia, permitiendo así micromovimientos ante la aplicación de cargas

oclusales. Un micromovimiento es aquel que se encuentra entre 0.1 y 0.5mm, mientras que un macromovimiento es aquel superior a 0.5mm y un micronmovimiento está por debajo de 0.1mm. Clínicamente, el macromovimiento es perceptible, el micromovimiento no es fácilmente observable y el micronmovimiento es imperceptible para el ojo humano (Weinnberg, 1993).

Por ello, los implantes osteointegrados, no presentan micromovimientos, sino que muestran micronmovimientos, generados por la deformación ósea ante la aplicación de carga funcional producida en base a su módulo de elasticidad. En definitiva, la distribución de la tensión transferida de un implante al hueso, no es para nada comparable a la de un diente, ya que éste al tener ligamento periodontal, tiende a disipar tensión sobre él y a localizar su centro de rotación en el tercio apical de su raíz, no así en los implantes, que localizan la tensión en la zona del reborde óseo crestal (Weinnberg, 1993). **FIGURA 3**

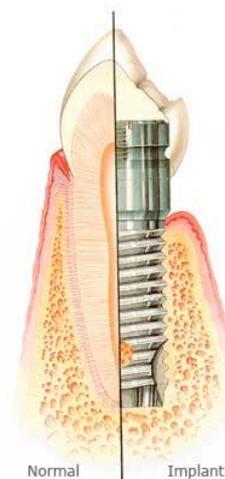


FIGURA 3. Diferencias entre la unión del diente con el hueso y del implante con el hueso

Hasta aquí y previo a comentar la teoría de la microdeformación ósea y a describir la teoría del mecanostato elaborada por Frost, es necesario mencionar el tejido óseo y sus componentes. Así, en el tejido óseo, además de la matriz extracelular se encuentran principalmente las siguientes células: osteoblastos, osteocitos y osteoclastos

LOS OSTEOLASTOS, son las células responsables de la formación de hueso. Sintetizan los componentes de la matriz orgánica y controlan su mineralización (Lang et al, 2008). Son células grandes (20-30 μm), de forma poliédrica, con citoplasma basófilo y con un aparato de Golgi y un retículo endoplasmático rugoso de tamaño importante. Son emisoras de procesos citoplasmáticos hacia la matriz, las cuales, comunican con la red de osteocitos y con osteoblastos vecinos. Éstos se comunican entre sí mediante proteínas transmembrana o integrinas, que actúan como enlace entre células o entre una célula y la matriz extracelular, permitiendo el paso de mensajeros como el calcio, citoquinas o prostaglandinas. Los osteoblastos sintetizan la matriz orgánica o sustancia osteoide a un ritmo de 2-3 μm por día y expresan una enzima característica, la fosfatasa alcalina que permite la mineralización a un ritmo de 1-2 μm por día. En la actualidad, se sabe que sintetizan las proteínas colágenas y no colágenas de la matriz orgánica del hueso, dirigen la disposición de las fibrillas de la matriz extracelular y contribuyen a la mineralización de la sustancia osteoide. Gracias a la fosfatasa alcalina median en la reabsorción llevada a cabo por los osteoclastos a través de la síntesis de citoquinas específicas y sintetizan factores de crecimiento (Fernández-Tresguerres et al, 2006).

Su vida media es entre 1-10 semanas tras las cuales pueden desaparecer por mecanismos de apoptosis, transformarse en células de revestimiento (bone lining cells), para alinearse sobre la superficie del hueso y regular el paso de calcio hacia dentro y fuera del tejido óseo, respondiendo también, ante hormonas que activan los osteoclastos o transformarse en osteocitos (15%). Ambos tipos celulares, representan estadios más avanzados de maduración (Fernández-Tresguerres et al, 2006).

LOS OSTEOCITOS, cuando la matriz es mineralizada, los osteoblastos atrapados en su interior pueden transformarse en osteocitos, no así, en el caso de los osteoblastos, osteoclastos y células de revestimiento que se hallan en la superficie ósea. Los osteocitos, son las células más abundantes del hueso (10 veces más que los osteoblastos). Son de forma estrellada, situándose su

cuerpo en el interior de lagunas u osteoplasmas. Los procesos citoplasmáticos se comunican entre sí a través de canalículos (conductos calcóforos), los cuales están llenos de fluido óseo extracelular. Los osteocitos se organizan generando un entramado de células inter-conectadas formando solamente una estructura, para asegurarse así oxígeno y nutrientes (Fernández-Tresguerres et al, 2006). Éstos también comparten funciones como las de los osteoblastos, participando en la síntesis y mineralización de la matriz osteoide, pero se cree que su función principal, es la de controlar el remodelado óseo, detectando las variaciones mecánicas de las cargas, fenómeno conocido como mecano-transducción (Lanyon, 1993). Los osteocitos constituyen el campo final desde la recta osteoblástica y son incapaces de renovarse. Poseen los mismos marcadores que los osteoblastos, sin embargo, tiene como marcador singular el CD44, receptor de membrana que se expresa en los osteocitos y es negativo en los osteoblastos y células de revestimiento.

LOS OSTEOCLASTOS, son las células encargadas de la reabsorción ósea. Son células grandes (100 μm), multinucleadas y ricas en mitocondrias y vacuolas, que proceden de células madre hematopoyéticas medulares denominadas “Unidades Formadoras de Colonias de Granulocitos y macrófagos”, precursoras de estas células. Éstos tienen 2 funciones en la membrana: un borde en cepillo, que es donde radica la reabsorción y una zona clara, rica en microfilamentos, con integrinas que sirven de anclaje a la matriz. Los osteoclastos se mueven alrededor de la zona a reabsorber, para luego adherirse a la superficie ósea mineralizada por el ribete en cepillo sellando los bordes del área mediante dichas integrinas. La integrina del osteoclasto, $\alpha\text{v}\beta3$, reconoce la secuencia Arg-Gly-Asp existente en el colágeno y otras proteínas de la matriz osteoide. A este nivel el pH es ácido, dado que secretan ácidos (H^+) generados por la anhidrasa carbónica II y enzimas proteolíticas como colagenasas, metaloproteasas, catepsina K, glucuronidasa, etc., que van a generar la reabsorción ósea mediante la solubilización de la matriz inicialmente y de la mineral después. En la aplicación de fuerzas masticatorias a nivel óseo, se produce una neoformación debido al estímulo de la red canalicular osteocítica, que se traducirá en señales intra-celulares internamente del natural

osteocito, gracias a receptores de membrana como las integrinas. Esta situación igualmente, se da durante los movimientos ortodónticos y en implantes con carga (Cano-Sánchez et al, 2008; Romanos, 2016). En este instante, el osteocito envía señales externas mediante distintos mediadores como la prostaglandina E2, que activan el desarrollo inflamatorio (Klein-Nulend et al, 2005; Sterck et al, 1998), induciendo a su vez, una respuesta catabólica mediante la formación de osteoclastos a través del sistema RANKL y la inhibición del desarrollo de osteoblastos (Suzawa et al, 2000; Raisz y Fall, 1990).

El RANKL es crítico para la diferenciación de osteoclastos, dado que se ha relacionado también con la formación de osteopontina dentro de estas células. El receptor RANKL en los pre-osteoclastos, puede ser bloqueado por la presencia de osteoprotegerina, que, a su vez, puede ser liberada por los propios osteoblastos (Kaku et al, 2005). Por otro lado, el osteocito puede liberar óxido nítrico ante la respuesta a una determinada carga, produciendo una disminución de su apoptosis e inhibiendo la diferenciación osteoclástica. Se ha demostrado que el óxido nítrico, reduce la expresión de RANKL y aumenta la de osteoprotegerina inhibiendo entonces la formación de osteoclastos. La osteopontina posee un papel relevante en la transducción de las señales mecánicas y como consecuencia, en el estímulo del remodelado óseo. Esta proteína es expresada por fibroblastos, osteoblastos u osteoclastos, sin embargo, los mayores productores de osteopontina son los osteocitos, con el objetivo principal de regular la mecano-transducción. La osteopontina se une a integrinas de los pre-osteoclastos, siendo importante en su diferenciación y reclutamiento en zonas donde se ejerce carga ósea. Se ha observado mayor expresión de osteopontina también en zonas de producción de hueso inmaduro por parte de los osteoblastos, por lo tanto, parece ser que la osteopontina tiene influencia tanto en la reabsorción, como en la formación ósea inducida por la carga (Terai et al, 1999). Por lo tanto, la mecano-transducción es un proceso a través del cual, los estímulos mecánicos (como las fuerzas oclusales) se transforman en señales eléctricas o bioquímicas para las células del tejido óseo. Así, podríamos resumir de la siguiente manera la mecano-transducción

ósea: al aplicar una carga en el hueso, se produce una deformación de la matriz extracelular, que a través de la variación del flujo del fluido canalicular, activa los osteocitos, que al ser las células mecano-sensoras, producen mensajeros químicos, como la prostaglandina E2, RANKL y osteopontina. Éstas producen a su vez, una respuesta metabólica en osteoblastos y osteoclastos (Romanos, 2016).

LA TEORIA DE LOS MECANOSTATOS elaborada por Frost en 1987, describe la presencia de unos receptores –mecanostatos– a nivel óseo capaces de captar la deformación del tejido cuando se somete a cargas, activando así, respuestas celulares adecuadas para adaptarse estructuralmente a la nueva situación (modelado y remodelado). Es decir, que si se aplica a nivel óseo una carga determinada, se produce en el mismo, una deformación. Esa magnitud se medirá con una variable física denominada *strain* (Σ) o cociente entre la dimensión final y la inicial. En el caso del hueso se utiliza el *microstrain* ($\mu\Sigma$) que equivale a $10^{-6} \mu\Sigma$, o lo que es lo mismo, 10^{-6} mm/mm. La diferencia entre la cantidad de hueso reabsorbido y el depositado, se expresaría mediante la fracción «rho (ρ)», en caso de ser ésta positiva, indicaría un aumento en el depósito óseo y si es negativa, un incremento en la reabsorción (Herrero-Climent et al, 2004).

Frost también hablaba de distintos niveles o ventanas de microdeformación (*microstrain*) que sufriría el hueso al soportar cargas:

- Zona de desuso, cuyos niveles de *microstrain* estarían comprendidos entre 0 y 200 $\mu\Sigma$. El índice (ρ) es negativo, por predominar la reabsorción durante el remodelado.
- Zona de carga fisiológica (200 $\mu\Sigma$ a 2.500 $\mu\Sigma$). Las cargas deformantes están en equilibrio con la resistencia del hueso. El hueso estaría sujeto a su ciclo normal a través de la remodelación, apareciendo modificaciones estructurales para aumentar la resistencia del hueso, de forma que el hueso laminar sustituiría al preexistente, no apto para dar respuesta a las nuevas exigencias mecánicas (índice ρ 0). Esta

situación sería la ideal para la interfase hueso-implante, puesto que la tasa de remodelación normal garantiza que el hueso que se forme (laminar), sea más maduro y resistente.

- Zona de sobrecarga (2.500 $\mu\Sigma$ a 4.000 $\mu\Sigma$). Las cargas deformantes mayores estimulan al hueso para conseguir un aumento de masa que reduzca la fuerza por unidad de superficie (índice ρ positivo). No existiría remodelado estructural, por lo que el hueso formado es primario, siendo éste menos mineralizado y organizado que el laminar, por lo tanto, más débil.
- Zona de sobrecarga patológica (4.000 $\mu\Sigma$ a 6.000 $\mu\Sigma$), por encima de la cual la deformación ósea podría llegar a producir una fractura, a partir de niveles muy elevados de $\mu\Sigma$. (Frost, 1983)

Esta medición de microdeformaciones nos proporciona un índice de cargas mecánicas y de niveles de estrés provocados en el hueso. Teniendo en cuenta que una fractura ósea estándar se produce sobre unos 25000 $\mu\epsilon$, y que corresponde aproximadamente a una presión de 130 MPa, un individuo normal no debería transmitir fuerzas longitudinales al hueso que sobrepasaran los 3000 $\mu\epsilon$ (12% de la fuerza necesaria para provocar una fractura ósea) en fase de crecimiento y por encima de los 1500 $\mu\epsilon$ (6% de la fuerza necesaria para provocar una fractura ósea) en adultos. La falta de función, también provocaría una reabsorción del tejido óseo en cuestión. Se ha afirmado que la sobrecarga de un implante puede provocar pérdida de hueso marginal peri-implantario o la pérdida completa de la osteointegración (Frost, 1983). Esta sobrecarga puede estar causada por múltiples factores; diseño y tamaño del implante deficiente, insuficiente número de implantes para soportar la rehabilitación protésica, no ferulización de los componentes, incorrecto diseño a nivel protético, voladizos extensos, ferulización a dientes naturales, implantes mal posicionados, restauración protésica inadecuada, pérdida de hueso de soporte, fuerzas de parafunción excesivas y/o no mantenimiento de los componentes. También es importante la dirección de las fuerzas que van a transmitirse al hueso

periimplantario, ya que mientras que éste tolera bien las fuerzas de compresión, es un 30% más débil a las fuerzas de tracción y un 65% más débil a las fuerzas laterales o de cizalla. Los primeros signos de la sobrecarga pueden ser el aflojamiento de los tornillos protésicos y la pérdida de hueso crestral peri-implantario. En el supuesto caso de que esto se produzca, deben ser dos factores para tener en consideración (Steigenga et al, 2003).

Lo anteriormente explicado, se puede relacionar con la **MICRODEFORMACIÓN DEL HUESO PERIIMPLANTARIO.**

En general, cualquier cuerpo sometido a una fuerza externa sufre una deformación, definida ésta como la relación entre la deformación y la longitud inicial bajo la acción de una carga (Frost, 1987). Puesto que la deformación o microdeformación, es el estímulo necesario para los fenómenos de transducción ósea, es importante controlar la cantidad de deformación que pudiera sufrir el hueso periimplantario para evitar la posible pérdida ósea periimplantaria o la pérdida de osteointegración del implante. Por todo ello, la fuerza masticatoria se define como el total de la fuerza transferida a las arcadas dentales cuando el bolo alimenticio es masticado (Morneburg y Pröschel, 2002). Las características funcionales de las fuerzas masticatorias, se pueden describir por su magnitud y su dirección, pero también por su duración y su tipo. Las fuerzas oclusales, al margen de su actuación en diente natural o sobre una prótesis sobre implantes, deben ser referidas, por tanto, como cantidades vectoriales, es decir mediante su dirección, magnitud y duración.

- Dirección. La masticación induce principalmente fuerzas verticales en la dentición, pero también se generan fuerzas transversas debidas al movimiento horizontal de la mandíbula y la propia inclinación de las cúspides de los dientes (Rangert y Jόμεus, 1989).

En lo que a los implantes se refiere, la dirección raramente se dirige longitudinal a lo largo de un solo eje, existiendo 3 ejes principales: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. Un único contacto oclusal

puede resultar en una fuerza oclusal tridimensional, que puede a su vez, ser descrita en términos de sus componentes (fracciones) de la fuerza total, los cuales se dirigen a lo largo de los tres ejes del espacio (Misch, 2009).

- Magnitud. La fuerza máxima de oclusión o de mordida (FMO), es el esfuerzo ejercido entre los dientes maxilares y mandibulares, cuando la mandíbula es elevada por la musculatura masticatoria. La magnitud de esta fuerza, puede variar tanto por el individuo en sí, como por el método empleado para su medición (Ahlberg et al, 2003). Varios autores han sugerido que la FMO está influida por las características musculares, el sexo, la morfología craneofacial, el periodonto y estado de los dientes y los factores psicológicos (Van Spronsen et al, 1989; Raadsheer et al, 1999; Muller et al, 2001; Ahlberg et al, 2003). Esta FMO es una carga estática y se emplea para valorar los momentos más lesivos que el sistema pueda soportar.
- Duración. El tiempo real en el cual dura la aplicación de las fuerzas masticatorias sobre los dientes o prótesis. Graf (1969) observa que no son más de 9 minutos al día. Otros autores consideran una duración mayor de entre 20 y 30 minutos (Choy y Kydd, 1988). Si además, se le añade la fuerza proveniente de la musculatura perioral y de la lengua durante los movimientos de deglución, unos 480 diarios, el total de las fuerzas naturales que inciden sobre los dientes no superan los 30 minutos para todas las fuerzas masticatorias y deglutorias.

En definitiva, la micromovilidad de un implante sometido a carga que, como ya se ha apuntado, carece de ligamento periodontal, se relaciona exclusivamente con el estrés transmitido al hueso periimplantario y a la microdeformación resultante. Ambos factores, micromovimiento y microdeformación, son clave para la conservación ósea alrededor del implante, puesto que la deformación del hueso de soporte debe mantener una respuesta elástica, a efectos de prevenir fenómenos de reabsorción (Frost, 1987).

Estudios como el de Isidor (1996) donde compara en monos, implantes con una sobrecarga producida por una prematuridad en la restauración, pero con un buen control de la placa bacteriana y otros implantes, a los que mediante ligaduras se les indujo producción de placa bacteriana. Tras 18 meses, se realizó el análisis histológico, concluyendo que los implantes con acúmulo de placa estaban osteointegrados, con una pérdida ósea en forma de cráter de 0.8-4mm; de los 6 implantes con sobrecarga inducida, 2 habían perdido completamente la osteointegración, 2 mantenían osteointegración apical y los otros 2 presentaron una pérdida ósea de 1.8-1.9 mm. Miyata (et al, 2000), en un estudio similar al de Isidor, también en monos, realizó un análisis histológico de implantes a los cuales les indujo una sobrecarga aumentado la altura oclusal 100, 180 y 250 micras con un control exhaustivo de placa bacteriana. Los resultados mostraron una vez más, que la pérdida ósea marginal aumentaba con una altura oclusal mayor de 180 μ aún sin inflamación por placa del tejido periimplantario. De los resultados de estos estudios se puede sospechar que la sobrecarga oclusal puede generar una deformación que conlleve a la reabsorción de hueso, mediante un proceso de remodelado.

Finalmente, es preciso tener en cuenta que en el sistema hueso-implante, donde se somete a carga y a distribución de tensión, materiales y tejidos con muy distintos módulos de elasticidad, tienden a presentar un comportamiento biomecánico deficiente, como muestran la mayoría de los estudios mediante análisis de elementos finitos, donde la mayor parte de la tensión que se transfiere al hueso periimplantario se localiza en la porción más coronal del hueso circundante al cuello del implante (Álvarez-Arenal et al, 2014).

2.2.3 Factores de los que depende la estabilidad implantaria

Entre los factores que pueden influir en la estabilidad primaria, destacan los siguientes (Trisi et al, 2009; Javed y Romanos, 2010)

- Técnica quirúrgica
- Cantidad y calidad ósea
- Diseño del implante

Técnica quirúrgica. El protocolo convencional de colocación de implantes dentales incluye el labrado quirúrgico del lecho óseo receptor, mediante un protocolo de fresado con fresas de diámetro incremental. La última fresa cuenta con un diámetro ligeramente inferior al del implante (de 0.1 a 0.3mm según los sistemas), para asegurar un contacto íntimo entre el implante y el hueso, en definitiva, buscando el mismo efecto que la reducción de los bordes de una fractura.

La realización de una cirugía atraumática es clave para no dañar la viabilidad celular, promoviendo una regeneración basada en la aposición de nuevo tejido óseo y no de una reparación mediante tejido conectivo, que supondría la fibrointegración del implante. No obstante, ocasionalmente, se han sugerido modificaciones a los protocolos de fresado convencionales, a efecto de conseguir una mayor estabilidad mecánica inicial. Éstos se caracterizan por el uso de una fresa de un diámetro inferior a la de la fresa final, intentando provocar un mayor torque de inserción (IT) y empleando prácticamente el implante como un macho de terraja en el alveolo artificial infrafresado. Otra opción a este respecto, es la utilización de osteótomos, cuyo principio de acción no se basa en el corte como las fresas, sino en la compresión del hueso, aprovechando su capacidad de deformación plástica. Aunque es cierto, que la literatura muestra mayores valores de torque para los osteótomos que las fresas, algunos autores proponen que una elevada presión durante la colocación del implante puede producir tensiones, microfracturas o compresión ósea excesiva que conduzca a una necrosis por isquemia local del hueso. Todo esto, puede conducir a un proceso fallido en la osteointegración e inducir una remodelación ósea (Trisi et al, 2009; Turkyilmaz y Tözüm, 2019).

Otros autores proponen protocolos de fresado que son contrarios al infrafresado que hemos descrito anteriormente. Se basan en generar un lecho óseo que es más ancho que el diámetro del propio implante, intentando que esa discrepancia se rellene mediante un coágulo que favorezca el proceso regenerativo y la consecución de estabilidad secundaria. Obviamente, este tipo de técnicas se relacionan con valores de estabilidad primaria tipo torque menor, pero que puede ser suficiente (Carmo et al, 2019).

Cantidad y calidad ósea. La calidad ósea es otro de los factores para tener en cuenta tanto para la osteointegración como para la estabilidad primaria del implante. Características estructurales como el espesor de la cortical, la microarquitectura, el grosor trabecular y el grado de mineralización ósea también influyen en la densidad. Aún así, por todo ello, se considera como un parámetro clave para tener en cuenta en la predictibilidad de la estabilidad primaria del implante. Dentro de la cavidad oral, el hueso con mayor densidad se localiza en la zona anterior mandibular, seguido de la premaxila y la zona mandibular posterior, siendo la zona de menor densidad el maxilar posterior (Molly, 2006).

Autores como Marquezan (et al, 2012), en su revisión sistemática, investiga la influencia de la densidad ósea en la estabilidad primaria, concluyendo que en todos los estudios revisados la estabilidad primaria juega un papel importante, presentando una correlación positiva entre ambos: cuando aumenta la densidad ósea, también aumenta la estabilidad primaria. Siguiendo esta misma línea, otros autores hablan de que la estabilidad primaria parece estar influenciada en gran medida por la densidad ósea, por lo que un óptimo diagnóstico previo a la colocación de los implantes puede permitir a los clínicos, predecir la estabilidad primaria que podrán conseguir esos implantes (Turkyilmaz et al, 2009; Valente et a, 2015; Merheb et al, 2018).

Por todo ello, se han descrito varios métodos preoperatorios para estimar el grado de densidad ósea:

1. Medición histomorfométrica: es el “Gold standard”. Es la toma de pequeñas biopsias, para determinar la cantidad de hueso esponjoso en el total del área biopsiada. Es un método invasivo, sólo resulta útil para estudios in vitro (Chen et al, 2019).
2. Medición mediante tomografía computarizada (TC) cuantitativa. Consiste en la comparación de un objeto de densidad conocida con la zona a analizar en la misma radiografía. El objetivo es obtener la medición en unidades Hounsfield. A cada pixel se le asigna un valor de -1k a +1k siendo el 0 la densidad del agua, -40 tejidos blandos como el músculo, -1000 aire y de +50 a +2500 hueso. Sin embargo, en la CBCT (del inglés cone-beam computed tomography system) existe una sobreestimación de la densidad, por lo que ese aspecto tendrá que ser tenido en cuenta por los clínicos. Aún así, empleando este método, es posible predecir y cuantificar la estabilidad del implante y la calidad ósea realizando un CBCT previo (Turkyilmaz et al, 2006).
3. Dexa Scan. Se hace uso para analizar el riesgo de fractura ósea en estudios epidemiológicos.
4. Resonancia magnética. Se emplea en aquellos casos en los que la radiación ionizante está contraindicada. Sin embargo, no existen publicaciones que validen esta técnica para la medición de la densidad ósea.
5. Clasificación de Lekholm y Zarb (1985). Basada en el análisis radiográfico previo mediante ortopantomografía, a esto se la añade la percepción del clínico durante la colocación del implante. Es un método comúnmente empleado a nivel clínico debido a su fácil uso. Su clasificación se basa en 4 grupos de 1 a 4 dependiendo de la morfología ósea y la distribución de la cortical y el hueso trabecular, donde 1 sería el hueso más denso y 4 el más poroso. **FIGURA 4**

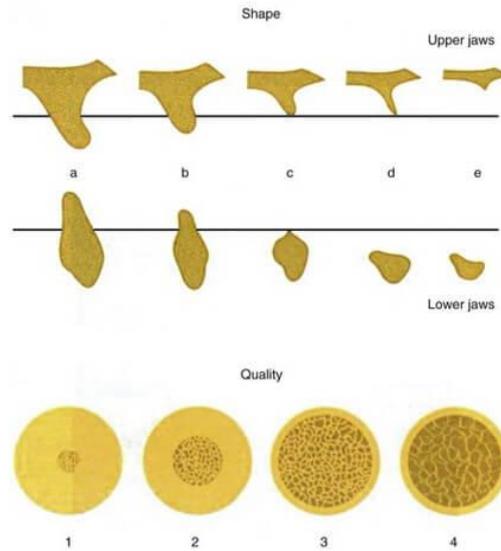


FIGURA 4. Clasificación de la forma residual de los maxilares y la calidad del hueso de los maxilares, según Lekholm y Zarb-1985-. (Lindhe, K. Karring, T. Lang, L. Periodontología clínica e implantología odontológica. 5ta ed. Madrid: Ed Medica Panamericana; 2009.p. 53

En esta línea, Misch (2009), tiene en cuenta las densidades óseas macroscópicas del maxilar y la mandíbula describiendo así las siguientes categorías: D1- cortical densa, D2 – cortical porosa y trabéculas finas, D3- cortical porosa (delgada) y trabéculas finas y D4- trabéculas finas. **FIGURA 5**

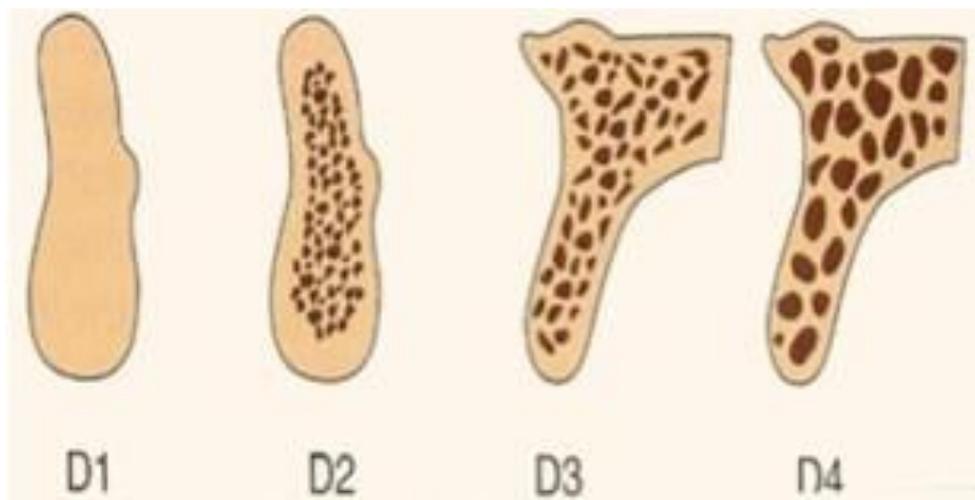


FIGURA 5. Las cuatro densidades óseas encontradas en las regiones edéntulas del maxilar y de la mandíbula (Misch, C. Implantología Contemporánea. 3ra ed. España: Elsevier Mosby; 2009.p 135.

Por otro lado, se encuentra “La paradoja del hueso pobre” de Davies (2003), postula que el hueso trabecular, debido a su gran superficie contigua al compartimento de la médula está altamente vascularizada y posee una capacidad de regeneración más rápida que el hueso cortical. Desde esta vertiente, el hueso trabecular representa un tejido biológicamente superior, desarrollado para obtener una cicatrización ósea rápida, en comparación con el patrón de cicatrización de remodelación lenta típico del hueso cortical, por lo que definitivamente no debe considerarse como “hueso de calidad pobre”.

Diseño del implante. Otro de los factores de los que depende la estabilidad primaria del implante, es su diseño en relación a las siguientes características: Material del implante; Macrodiseño en cuanto al cuerpo, el tipo de espira, y el tipo de conexión y Microdiseño de los implantes en relación con su superficie.

1. MATERIAL DEL IMPLANTE

Se podría decir que el material por excelencia en el campo de la implantología ha sido y es el Ti, pero también es cierto que, en la última década, la estética es uno de los objetivos predominantes para el paciente, dando pie a la búsqueda de materiales alternativos, como sería la circonia, con el objetivo de suplir las carencias que posee el titanio.

TITANIO. Este material es conocido desde 1789, pero es desde hace unas décadas cuando empezó a utilizarse en aplicaciones médicas. Fue un químico americano, Kroll, el que desarrolló en 1938 el procedimiento para la obtención de este metal. En 1940, se presenta el primer estudio en medicina haciendo uso del Ti, demostrando una excelente compatibilidad ósea en una prueba con animales. En la segunda mitad de la década de 1940, se logró un proceso de fabricación industrial a gran escala, que permitió realizar una investigación considerable para aplicaciones médicas, debido a la excelente biocompatibilidad revelada en una prueba animal a largo plazo. Es a partir de 1960, cuando la utilidad del Ti comercialmente puro fue reconocida a través de la evaluación clínica (Hanawa, 2020).

El Ti puro está compuesto de cristales hexagonales (fase α) a temperatura ambiente y de cristales cúbicos (fase β) por encima de 882 ° C, **FIGURA 6**. El Ti puro real no existe, porque el Ti disuelve fácilmente impurezas como oxígeno (O), carbono (C) y nitrógeno (N) del medio ambiente, denominándose Ti comercialmente puro (cp-Ti). Éste último, se emplea en aleaciones para fabricar implantes dentales debido a sus buenas propiedades mecánicas, baja densidad (4,5 g/cm³) y buena biocompatibilidad con el contacto óseo. Se encuentra en cuatro grados numerados del 1 al 4, según la pureza y el contenido de oxígeno de procesamiento. Estos grados difieren en resistencia a la corrosión, ductilidad y resistencia, siendo el grado 4 cp-Ti, con el mayor contenido de oxígeno (alrededor del 0,4 %) y la mejor resistencia mecánica general (Nicholson, 2020). **TABLA 1**

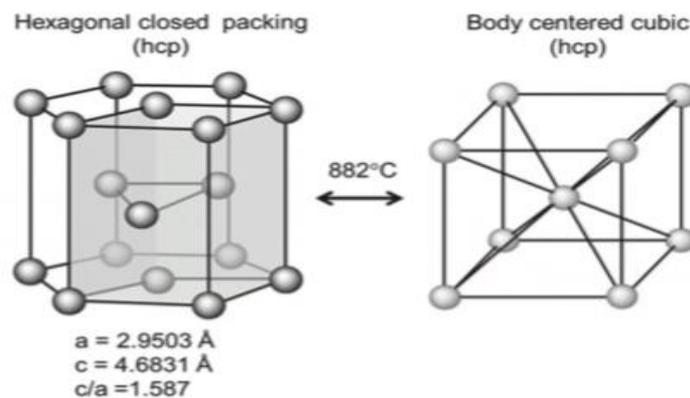


FIGURA 6. Fase de transformación del Ti (Hanawa, 2020)

	cpTi Grade 1	cpTi Grade 2	cpTi Grade 3	cpTi Grade 4	Ti6Al4V
Titanium	ca 99%	ca 99%	ca 99%	ca 99%	90%
Oxygen	0.18%	0.25%	0.35%	0.4%	0.2% max
Iron	0.2%	0.2%	0.2%	0.3%	0.25%
Nitrogen	0.03%	0.03%	0.05%	0.05%	-
Hydrogen	0.15%	0.15%	0.15%	0.15%	-
Carbon	0.1%	0.1%	0.1%	0.1%	-
UTS/MPa	240	340	450	550	900
Yield					
strength/MPa	170	275	380	480	850
Elongation at failure/%	25	20	18	15	10

TABLA 1. Composición y propiedades del Ti empleado en implantología (Nicholson, 2020)

También se encuentra el Ti grado V empleado en ortopedia ya que su resistencia es superior y su módulo de Young más bajo. Aún así, también se puede utilizar en odontología y se ha demostrado que el uso de esta aleación es biológicamente aceptable. Sin embargo, esta aleación libera tanto aluminio como vanadio, los cuales son capaces de causar problemas biológicos. El aluminio puede interferir con la mineralización ósea y el vanadio es citotóxico y capaz de generar reacciones alérgicas de tipo IV. Ciertamente, para obtener estos efectos adversos, debería existir una concentración suficiente y sin embargo los niveles liberados están por debajo de los necesarios para producir efectos tóxicos. Los estudios han confirmado que esta aleación experimentará una osteointegración satisfactoria, especialmente cuando se trate para mejorar la capa de óxido en la superficie (Nicholson, 2020).

Sin embargo, el descubrimiento de la liberación de Ti ha generado el debate sobre las hipersensibilizaciones o alergias dando paso a una rama de la medicina encaminada a la eliminación de metales. La principal desventaja en los implantes de titanio, es el color que puede traspasarse a través de un biotipo fino. Todo esto, ha servido para abrir futuras líneas de investigación para impulsar la aplicación clínica de implantes fabricados en otros materiales como pueden ser los cerámicos, como la alúmina mono y policristalina, los vidrios bioactivos, la hidroxiapatita y el óxido de zirconio.

ÓXIDO DE ZIRCONIO (CIRCONIA). Los minerales del Zr se descubrieron hacia varias décadas; *Jargon, Jacinth y Hyancith*. El metal del Zr proviene de la palabra árabe Zargón, la cual, a su vez, deriva de 2 palabras persas, *zar* (Au) y *gun* (color). Fue el alemán Martín Heinrich Klaproth en 1789, quien descubrió el dióxido de zirconio, pero fue el químico suizo Jöns Jakob Berzelius en 1824, el que consiguió aislar este metal (Piconi, 1999).

El primer artículo sobre la aplicación biomédica de circonia fue publicado en 1969 por autores como Helmer y Driskell (Piconi, 1999).

La circonia pura en forma cristalizada, como un metal blanco y de forma amorfa, como un polvo negro azulado. Posee una densidad de 6,49

g/cm³, punto de fusión de 1885°C y un punto de ebullición de 4409°C. El ZrO₂ es un material polimórfico y forma tres estructuras, monoclinica, tetragonal y cúbica, como se muestra en la **FIGURA 7**. La fase monoclinica, es estable a temperatura ambiente de hasta 1.170°C, la fase tetragonal es estable a temperaturas de 1170-2370°C, y la fase cúbica es estable por encima de 2370 °C. Una mezcla de óxidos estabilizadores como CaO, MgO, Y₂O₃ o Ce₂O permite la transformación a la estructura tetragonal metaestable a temperatura ambiente. El pulido o arenado en el tratamiento dental, genera una transformación de tetragonal a monoclinica en la superficie. El volumen se expande por la transformación de la fase tetragonal a la fase monoclinica. Esta transformación de fase, da como resultado la compresión de las grietas, lo que retarda su crecimiento y mejora la tenacidad a la fractura **FIGURA 8**. Este mecanismo es conocido como endurecimiento por transformación (Garvie et al, 1975). La circonia posiblemente se transforme a la fase monoclinica con humedad y estrés, lo que es un perjuicio para los implantes dentales. Esta degradación mecánica se conoce como "envejecimiento". La transformación a la fase monoclinica, puede conducir a microfisuras en la superficie debido a la disminución de sus propiedades mecánicas. La degradación a temperatura ambiente de Y-TZP (del inglés Ytria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal ceramics) implica aspereza, mayor desgaste y microfisuración, extracción de granos y generación de partículas de desechos. El envejecimiento afecta las propiedades mecánicas de la circonia in vitro, aunque los valores se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables (Hanawa, 2020).

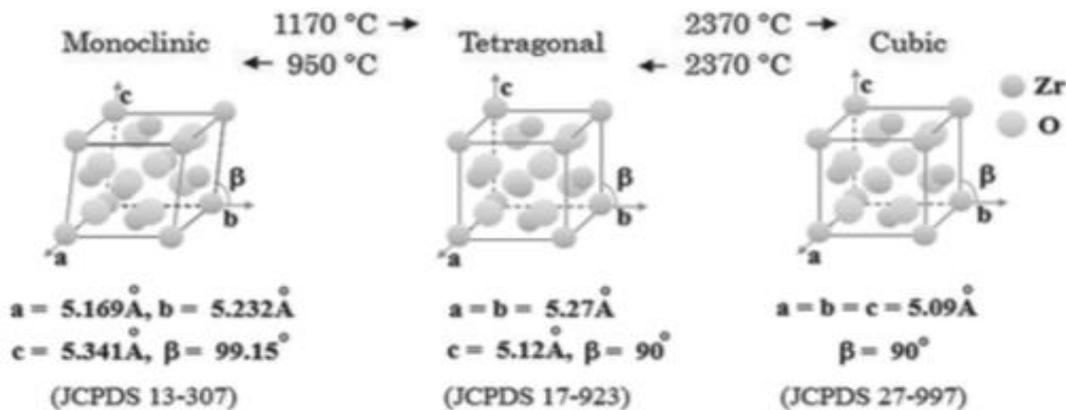


FIGURA 7. Fases de transformación del ZrO₂ puro por temperatura (Hanawa, 2020)

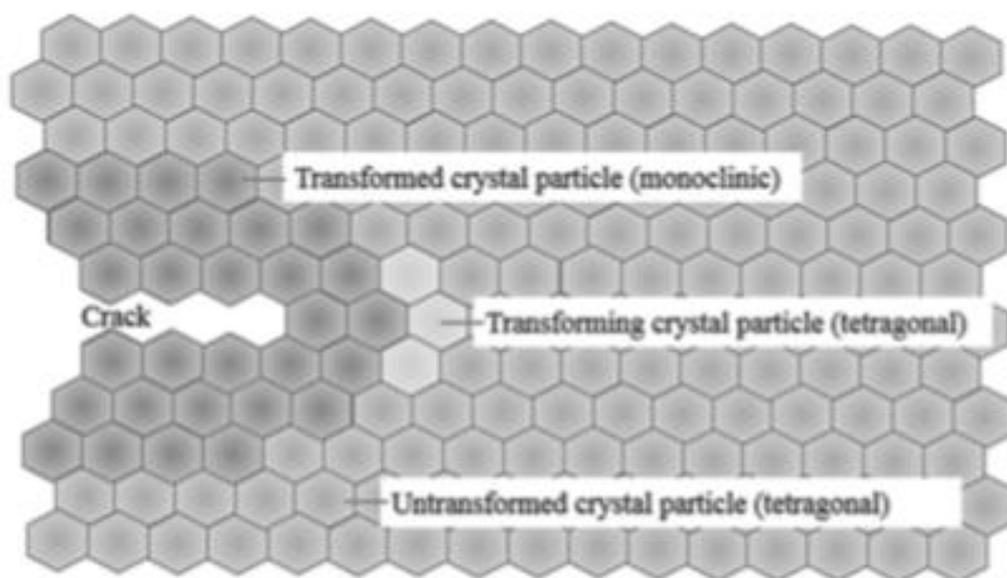


FIGURA 8. Esquema de transformación inducida por estrés de fase tetragonal a fase monoclinica, generando resistencia a la extensión de microgrietas (Hanawa, 2020)

Dentro de las propiedades mecánicas de la circonia, es imposible realizar una prueba de tracción para materiales frágiles como la cerámica, por lo que sólo se realiza una prueba de compresión o flexión para evaluar la resistencia. Por ello, es difícil comparar directamente la resistencia de las cerámicas con los metales, ya que ésta se evalúa con una prueba de tracción. La resistencia a la flexión de Y-TZP es de 1000 MPa, que en sí misma es suficientemente grande tanto en Y-TZP como en Ti para uso dental. Sin embargo, la resistencia de la circonia es buena, pero comparativamente menor que la del titanio (Apratim et al, 2015).

La tenacidad a la fractura, es mucho más alta que la del Al_2O_3 . Por lo tanto, se cree que Y-TZP es un material de alta tenacidad a la fractura y se llama "metal blanco". Sin embargo, este valor de tenacidad es todavía menor que el de Ti-cp. Además, la estabilidad de la muesca, es generalmente baja en cerámicas. Los pilares de circonia de una pieza presentan una resistencia a la fractura significativamente menor que los pilares de titanio. El modo de fracaso es específico del material y el diseño del pilar y el pilar de circonia se fractura antes que el tornillo del pilar retentivo (Hanawa, 2020).

El módulo de Young es una propiedad importante para los implantes dentales porque los materiales con un módulo de Young bajo pueden absorber la presión oclusal y la fuerza oclusal no se conduce directamente al hueso alveolar. El módulo de Young de ZrO_2 es 210 GPa, que aumenta con el aumento de la fuerza del Y_2O_3 hasta 280 GPa. Un módulo de Young grande, genera la dificultad de atornillar el tornillo porque la fijación del atornillado se logra mediante la deformación elástica del mismo (Hanawa, 2020).

Respecto a la estabilidad química y reactiva de la circonia, ésta se clasifica como una cerámica inerte. Por ello, para mejorar la fuerza de adhesión, las superficies de Y-TZP se tratan mediante modificación mecánica, seguido de un tratamiento químico de la superficie (Apratim et al, 2015, Hanawa, 2020). Las modificaciones mecánicas de la superficie empleadas incluyen el pulido con Al_2O_3 recubrimiento de sílice. Luego, la superficie se limpia con alcohol y agua y luego se seca. A continuación, el tratamiento químico de la superficie se realiza mediante la aplicación de un tratamiento de imprimación, que incluye fosfato de 10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno (MDP). Los grupos fosfato de MDP interactúan con los grupos hidróxilo en la superficie de la circonia mediante enlaces de hidrógeno. El problema con este tratamiento, es que puede disminuir la durabilidad de la circonia creando microgrietas o induciendo una transformación de fase en la superficie Y-TZP. La circonia no se adhiere a otros materiales sin un tratamiento de superficie (Hanawa, 2020).

En lo que a la adhesión bacteriana se refiere, la circonia reduce la formación de placa en la superficie del implante, lo que conduce a una buena cicatrización (Apratim et al, 20015, Hanawa, 2020). La circonia mostró una adhesión de bacterias significativamente menor que el titanio en un estudio in vivo (Rimondini et al, 2002).

Por otro lado, se ha revisado la investigación sobre implantes dentales de circonia en la formación y unión ósea. La mayoría de los estudios in vivo investigaron el contacto hueso-implante (BIC) alrededor de la circonia, obteniendo unos buenos resultado en el BIC (Dubrille et al, 1999).

Varios estudios han revelado que los implantes de circonia muestran una osteointegración comparable a los implantes de titanio. Estudios como el de Depprich (et al, 2008) o Gahlert (et al, 2009), no apreciaron diferencias en la osteointegración entre implantes de titanio y circonia grabados con ácido. Los implantes de circonia y titanio recubiertos, mostraron un torque de extracción mayor que los implantes de circonia mecanizados, por lo que lleva a pensar que pueden adquirir una mayor estabilidad primaria.

Superficies rugosas frente a superficies mecanizadas podría considerarse un factor predominante en la osteointegración. A día de hoy el titanio es el “Gold Estándar” en osteointegración respecto a la circonia, aún así, se necesitan más estudios en la literatura sobre este material.

Por otro lado, un punto a su favor es la compatibilidad en los tejidos periimplantarios. La circonia mostró una interacción favorable con los tejidos blandos (Apratim et al, 2015).

Teniendo en cuenta todo lo anterior, se podría decir que a la circonia se le pueden asumir ventajas frente al titanio, pero bien es cierto, que existe poca literatura al respecto de su comportamiento biomecánico en relación con su rigidez. En la **TABLA 2**, se presenta un resumen comparativo de las distintas propiedades de ambos materiales (Piconi y Maccauro; 1999; Gautam et al, 2016; Hanawa, 2020).

	Grado IV Ti	Zirconia Y-TZP
Densidad	4,507g/cm ³	6,511g /cm ³
Resistencia a la flexion	950	1100-1800
Límite de elasticidad	484Mpa	230Mpa
Resistencia a la tracción mín (Mpa)	800Mpa	900-1200Mpa
Módulo de Young (Gpa)	110Gpa	210Gpa
Dureza Vickers	270-320	900-1200
Elongación %	10	-
Tenacidad de fractura	50Mpa m ^{1/2}	6-8Mpa m ^{1/2}
Resistencia a compresión	-	2000Mpa
Coefficiente de Poisson	-	0,32

TABLA 2. Tabla comparativa de las propiedades mecánicas y físicas de Ti y Zr.

2. MACRODISEÑO DEL IMPLANTE

Aspectos relativos al diseño del implante, tanto en el cuerpo como en las espiras, pueden tener influencia en la estabilidad primaria implantaría. Por su parte, aunque el tipo de conexión no parece tener influencia, se considera relevante su mención ya que, los implantes empleados en este estudio son de conexión externa.

CUERPO DEL IMPLANTE. En cuanto a la forma del cuerpo, los implantes se pueden clasificar en dos categorías: de paredes paralelas y cónicos. Para aumentar la estabilidad, se hace uso de implantes cónicos en el 1/3 apical o en el cuello del implante. Teniendo en cuenta la calidad ósea, varios estudios demuestran que los implantes cónicos, producen una mayor impactación a nivel apical, generando así un aumento de torque y como consecuencia una mayor estabilidad (Dos Santos et al, 2009; Bilhan et al, 2010).

ESPIRAS. En relación a las espiras, éstas sirven para maximizar el contacto hueso-implante inicial, mejorar la estabilidad primaria, aumentar la superficie del implante y favorecer la disipación de tensión en la interfase hueso-implante (Steigenga et al, 2003). La forma de la rosca se determina por el grosor y el ángulo de la cara de la misma. En particular, el paso de rosca (definido como la distancia entre el centro de una espira hasta el centro de la siguiente, medida de forma paralela al eje longitudinal del implante) es un elemento muy importante por su efecto sobre la superficie total del implante. Existen diseños en los cuales, el perfil de rosca es más pequeño en la zona cervical y otros, en el que es más pequeño en el ápice. Otras modificaciones que podemos encontrar, son los diseños con doble o triple espira, ya que hace que aumente la distancia de rosca con el hueso, reduciendo el tiempo de inserción en el momento de colocación, el calor generado y aumentando la estabilidad primaria en huesos pobres (Steigenga et al, 2003).

Las formas de rosca incluyen forma de V, forma cuadrada, contrafuerte y contrafuerte inverso (Steigenga et al, 2003; Abuhussein et al, 2010), **FIGURA 9**. La forma de la rosca define el ángulo entre una cara de la rosca y un pliegue roscado perpendicular al eje longitudinal del implante. El paso de rosca supone la distancia desde el centro de la rosca hasta el centro de la siguiente rosca, medida paralela al eje del tornillo (Abuhussein et al, 2010). Se considera que el paso tiene un efecto significativo en las variables de diseño del implante debido a su efecto en el área de superficie (Steigenga et al. 2003). Los autores han determinado que a medida que disminuye el paso de rosca, aumenta el área superficial, lo que conduce a una distribución de tensiones más favorable. Además, también se ha demostrado que las tensiones son más sensibles al paso de la rosca en el hueso esponjoso que en el hueso cortical (Abuhussein et al, 2010).

La profundidad de la rosca se define, como la distancia desde la punta de la rosca hasta el cuerpo del implante. El ancho de la rosca es la distancia en el mismo plano axial entre la parte más coronal y la más apical en la punta de una sola rosca. Dado que la reabsorción ósea, surge después de tensiones

extremas, las roscas de los implantes deben formularse para proporcionar tensiones favorables y minimizar las tensiones adversas en la interfaz ósea. Idealmente, las roscas deberían proporcionar una mejor estabilidad y contacto entre el implante y el hueso. Un esquema de implante ideal debería proporcionar un equilibrio entre las fuerzas de compresión y tracción y al mismo tiempo, minimizar la generación de fuerzas de cizallamiento (Abuhussein et al. 2010).

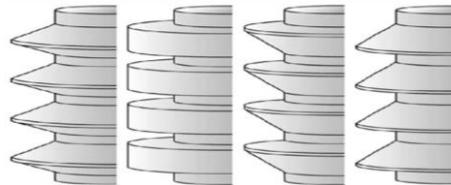


FIGURA 9. Tipos de espira de los implantes dentales; de izquierda a derecha: en “V”, cuadrangular, en contrafuerte, en contrafuerte inverso. Tomado de Abuhussein et al, 2010.

CONEXIÓN DEL IMPLANTE. Los diseños principales de conexión de los implantes son externa e interna. La diferencia entre una y otra, viene dada por su rosca superior (externa) o por su rosca inferior (interna) a la superficie coronal del implante. Los implantes de conexión externa fueron los primeros en desarrollarse por Brånemark. La diferencia encontrada en la literatura entre ambos, son las complicaciones clínicas a nivel de la prótesis como puede ser el aflojamiento del tornillo en conexiones externas de un 6% al 48%. Estas complicaciones sólo se centran a nivel protético no influyendo en la estabilidad de los mismos. Las conexiones internas que hoy en día se encuentran en el mercado son más resistentes, fáciles de restaurar y con mejores soluciones estéticas. Las ventajas que ofrece el uso de una conexión interna son las siguientes:

- Plataforma con altura vertical reducida para aditamentos
- Mejor distribución de cargas dentro del implante
- Protección del tornillo protésico
- “Soldadura en frío” generando un cuerpo rígido
- Sellado microbiológico
- Interfase restauradora a nivel a nivel estético (Arismendi-Echevarría et al, 2016)

3. MICRODISEÑO DEL IMPLANTE

En relación a la superficie de los implantes, Albrektsson (et al, 1981) explicaba la importancia del tratamiento superficial de los implantes para conseguir y mantener la osteointegración. En la actualidad existen numerosos estudios en los que diferentes tratamientos de superficie, aceleran el proceso de osteointegración (Esposito et al, 2013). En esta línea, los implantes han evolucionado desde las antiguas superficies mecanizadas hasta las superficies rugosas osteoconductoras que son las más comúnmente usadas en la actualidad. Así, se pueden presentar:

SUPERFICIES LISAS. Titanio pulido maquinado con forma de tornillo. Hasta la década de los 90, fueron las primeras superficies y con las que se empezó a experimentar con la osteointegración. El tiempo de osteointegración de estas superficies oscila entre 3 y 6 meses dependiendo de la ubicación y de la calidad ósea. Los parámetros científicos comúnmente utilizados para describir la rugosidad de la superficie son el *Ra* bidimensional (promedio de rugosidad del perfil) y el *Sa* tridimensional (promedio de rugosidad del área) (Smeets et al, 2016). Los implantes puramente lisos, con $Sa < 0,2 \mu\text{m}$, no se emplean, ya que tales implantes no muestran prácticamente interacción con los tejidos, tanto blandos como duros. Los implantes mecanizados, como los implantes Brånemark, aunque macroscópicamente tengan apariencia lisa, poseen una rugosidad baja, entre $0,5-1 \mu\text{m}$ (Puleo y Thomas, 2006). Poseen un aspecto metálico y brillante y presentan menor porcentaje de unión hueso-implante y torque de desinserción cuando se les compara con implantes de superficie modificada. Bien es cierto, que, con una técnica quirúrgica adecuada y una selección correcta del paciente, este sistema ha mostrado excelentes tasas de supervivencia (Eckert et al, 1997; Gotfredsen et al, 2000). En la mandíbula la tasa de éxito en un seguimiento de 5 a 8 años superó el 99% y en maxilar fue entorno el 85%. Hoy en día, la mayoría de los implantes dentales del mercado tienen un *Sa* entre $1-2 \mu\text{m}$. Autores como Albrektsson y Wennerberg (2004), dicen que este rango parece proporcionar un grado óptimo de rugosidad para promover la osteointegración. Actualmente, el uso de estos

implantes se limita a combinar una porción lisa (pensada en la zona más cervical de la parte endoósea) con una superficie rugosa el resto. Esto se justifica por la menor afinidad que podría tener la flora bacteriana a una superficie lisa en comparación con una superficie rugosa, previniendo así una futura periimplantitis (Sykaras et al, 2000).

SUPERFICIES RUGOSAS. Son las que presentan una irregularidad microscópica más o menos uniforme superior a $1\mu\text{m}$ (Sykaras et al, 2000).

En general, la rugosidad superficial se puede dividir en: macro, micro y nano-rugosidad. La macro-rugosidad es la que supera los $10\mu\text{m}$ y las micro-rugosidades están en un rango entre $1-10\mu\text{m}$. En general, se pueden describir 2 formas de generar superficies rugosas: por adición y por sustracción (Smeet et al, 2016).

1. Por adición, la rugosidad se consigue añadiendo partículas a un núcleo de Ti. Las dos más conocidas son la superficie con plasma de Ti (TPS) y la hidroxiapatita (HA). En cuanto a la TPS, fue la primera y se creó para los implantes lisos. Consistía en inyectar polvo de Ti en un plasma a alta temperatura. Es una superficie estable, con índice de contacto hueso-implante altamente mayor que las superficies lisas. La HA, surgió de la idea de ofrecer al hueso una superficie similar en su componente mineral. Los resultados a largo plazo de este tipo de superficies han sido poco satisfactorios. También se han utilizado otros recubrimientos a base de fosfatos cálcicos, deposición de iones y oxidación.
2. Por sustracción, es cuando la rugosidad se consigue creando oquedades mediante métodos físicos o químicos. En general, son superficies muy hidrófilas y favorecen la migración y adhesión celular. Las técnicas de sustracción pueden incluir (Smeet et al, 2016):
 - a. Electro-pulido, la superficie del implante es tratada electroquímicamente por inmersión en un baño electrolítico a través del cual pasa una corriente eléctrica.

- b. Arenado/chorreado, se lleva a cabo mediante la propulsión de partículas de sílice, alúmina, óxido de titanio o fosfato cálcico, por ejemplo.
- c. Pasivado ácido, los agentes más comúnmente usados son el ácido nítrico, fluorhídrico, sulfúrico y combinaciones entre ellos.
- d. Tratamiento mediante láser, se realizan “ralladuras” en el implante mediante láser.

Además de todo esto, también otras propiedades físicas influyen en la osteointegración, como son la energía y la carga superficial. La energía superficial viene definida por la densidad de la carga general y la polaridad. Por lo tanto, una superficie con alta energía tiene gran afinidad para la absorción, influyendo positivamente sobre las proteínas para formar un recubrimiento primario y así mejorar la osteointegración del implante. La carga superficial es la habilidad para absorber iones positivos o negativos en superficie, siendo éste un factor fundamental para la nucleación de otros materiales sobre la superficie del implante (Weinnberg et al, 1993).

En los últimos años ha cobrado gran fuerza en la literatura, la discusión sobre los beneficios de utilizar implantes de superficie rugosa para lograr mejor osteointegración. Los estudios histológicos han reportado mayor porcentaje de contacto óseo alrededor de implantes rugosos comparados con implantes de superficie lisa y se recomienda la utilización de éstos en situaciones de baja calidad y cantidad ósea (Trisi et al, 1999). La estabilidad primaria es esencial para lograr osteointegración ideal y depende de las características micro y macroscópicas del implante, así como de la estructura ósea. Los implantes con superficie modificada muestran mayor anclaje inicial en hueso y mayor porcentaje de contacto óseo que los implantes de superficie maquinada (Trisi et al, 1999).

En lo que al torque se refiere, Klokkevold (et al, 1997) lleva a cabo un estudio en fémur de conejos e informó de valores de torque de remoción (RT) de 20,5 Ncm para una superficie grabada químicamente, frente a 4,95 Ncm

para implantes de titanio de 3,25 × 4 mm maquinados, concluyendo una vez más que la rugosidad influye directamente en el aumento de la estabilidad primaria.

2.2.4 Métodos clínicos de medida de la estabilidad implantaria

Existen varios métodos clínicos diagnósticos para valorar la estabilidad de implantes. Meredith (1998), los ha clasificado en test clínicos invasivos y no invasivos, en función de si su uso repercute en la interfase implante-hueso.

Entre los **TEST CLÍNICOS INVASIVOS** están los histológicos y el torque de desinserción.

HISTOLÓGICOS. Estos tests se refieren a técnicas histomorfométricas de la interfase hueso-implante que requieren la toma de una muestra histológica (Mateos-Moreno et al, 2001). Son muchos los trabajos que evalúan la osteointegración mediante estudios histológicos e histomorfométricos en experimentación animal. De esta manera, se ha podido determinar la cuantificación y el nivel de calidad del contacto que consigue la superficie del implante (BIC) con el hueso receptor a través del tiempo, mediante el uso de diferentes técnicas de tratamiento de las imágenes de los cortes y escalonando el sacrificio de los animales de experimentación. A partir de este tipo de técnicas, se observan a nivel tanto de microscopía óptica como microscopía de barrido electrónico (REM) (el procesado de las muestras es distinto, según el método utilizado para observarlas). Dentro del análisis histomorfométrico, se han ido desarrollando parámetros como la cuantificación del número de osteoblastos/osteocitos, la distribución de otros tipos de células (fibroblastos, osteoclastos y macrófagos), la distribución y orientación de las fibras colágenas, así como el grado de madurez y calcificación, para de esta forma cualificar la osteointegración en función del tiempo y comparar diferentes implantes con un mayor grado de precisión biológica (Botticelli y Lang; 2017).

La investigación experimental in vivo, utiliza diferentes animales de experimentación como pueden ser, perros, cerdos, conejos y ratas.

TORQUE DE DESINSERCIÓN. Es otro test invasivo que tampoco esta justificado a nivel clínico. Es el método de torque de retirada del implante, diseñado por Johansson y Albrektsson, que mide la fuerza de torsión necesaria para romper la interfase implante-hueso, una vez oseointegrado. Consiste en girar en sentido antihorario con una llave dinamométrica el implante, hasta el torque que se estime el suficiente para considerar el implante como oseointegrado. Ésto supone un estrés en la unión hueso-implante lo que puede derivar en el fracaso del mismo (Mateos-Moreno, 2001).

Entre los **TEST CLÍNICOS NO INVASIVOS**, se describen los siguientes de acuerdo a Meredith (1998).

TEST DE PERCUSIÓN. El test de percusión consiste en golpear con un elemento metálico el pilar de cicatrización atornillado al implante para explorar tanto el sonido como el dolor inducido por el test. En función del sonido emitido, más o menos agudo, se considera si esta integrado o no. Éste es un método poco predecible y subjetivo, ya que depende de la agudeza auditiva de cada operador, además de otras variables (Brizuela et al, 2016).

TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS. Mediante la interpretación de las imágenes radiológicas previas a la colocación del implante, en función de las Unidades Hounsfield (UH) que existen en el área donde queremos colocar el mismo, se puede estimar el grado de estabilidad primaria que alcanzaría en su colocación. Es poco predecible, ya que es poco habitual encontrar un área de hueso de las medidas estándar de un implante con una densidad homogénea. Además, esta estabilidad inicial depende de otros muchos factores como la presencia de cortical, el tipo de fresado, morfología del implante, etc (Turkyilmaz y McGlumphy, 2008).

Existen dos métodos que, por su utilidad clínica y su documentación científica, han demostrado resultados fiables en la valoración de la estabilidad primaria. Estos métodos son el método Periotest® y el sistema de Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR).

PERIOTEST. El instrumento Periotest® (Siemens Medical Systems Inc, Charlotte, Nc) fue diseñado por Schulte, en 1983 para medir la movilidad dentaria (Schulte y Lukas, 1992).

El punto de aplicación de este instrumento consiste en una punta percutora metálica con un peso de 8 gramos, que se desplaza con movimiento de vaivén a una velocidad determinada. Durante el proceso de medición, el implante es golpeado con esta punta de un modo automático 16 veces (4 veces por segundo). De este modo, este aparato valora de forma directa, tanto acústica como ópticamente, la capacidad de amortiguación del periodonto o de la interfase hueso-implante y de forma indirecta, la movilidad en forma de un valor Periotest (vpt). El tiempo de contacto por impacto entra en el rango de milisegundos, pero el valor se establece en una escala de -8 a +50, de modo que un valor negativo indica contacto con una interfase dura y uno positivo (a partir de +5 a +7) con una interfase blanda (Mateos-Moreno et al, 2001).

Se ha puesto en evidencia esta técnica, ya que existen un determinado número de variables que pueden modificar el valor del perioset convirtiéndose así, en un método poco fiable y reproducible. Al ser un instrumento para medir la movilidad dentaria, no ha sido de gran valor para medir la osteointegración de los implantes, ya que entre éstos y los dientes el grado de micromovimiento no es el mismo, como ya se ha apuntado anteriormente.

ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA. Meredith en 1994, describió un método no invasivo de valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso, haciendo uso de un transductor atornillado a la conexión del implante, que permite medir la frecuencia natural de vibración de éste dentro de su hueso de soporte, mediante un análisis de frecuencia de resonancia (AFR).

El AFR utiliza, por tanto, el fenómeno físico de la resonancia para describir la rigidez del contacto hueso implante. La resonancia implica, que cuando un sistema es excitado mecánicamente a una de sus frecuencias características o naturales de vibración, ésta se produce en el máximo rango posible, incluso independientemente de la energía aplicada. Esta frecuencia natural de vibración para cualquier estructura y material depende principalmente de su masa y de sus propiedades elásticas, según la siguiente fórmula:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{m}}$$

f: frecuencia - **K**: módulo de Young - **m**: masa

Los implantes dentales tienen un diámetro (de entre 3 hasta los 5mm) y longitud (de 4 a 14mm.) variables y aunque las diferencias en la masa de los distintos tamaños no se pueden considerar significativa, en cualquier caso, la masa de un implante determinado es constante, al igual que lo son sus propiedades elásticas. Por el contrario, el hueso durante el proceso de osteointegración o de carga, sí sufre variaciones respecto a su masa y a su rigidez, de manera que se puede asumir que los cambios en la frecuencia natural de vibración del complejo hueso-implante a lo largo del tiempo, van a depender exclusivamente del hueso de soporte. A mayor rigidez de la unión hueso-implante, mayor frecuencia natural de vibración.

La cuestión, que es motivo de esta Tesis Doctoral, es que lo que sí puede variar notablemente es la rigidez del implante, en función del material en el que esté fabricado, por ejemplo, en Ti (módulo de Young 110GPa) o Zr (Módulo de Young 200GPa) y en definitiva, acudiendo a la fórmula anterior, cabría esperar frecuencias naturales de vibración diferentes para uno u otro, aunque estuvieran rodeados por un hueso de soporte de idéntica masa y rigidez.

En general, hay disponibles en el mercado diversos instrumentos con aplicación específica en el análisis de frecuencia de resonancia de los implantes dentales, entre los que destaca el Osstell (Osstell AB, Gotemburgo, Suecia) o Penguin (Integration Diagnostics Sweden AB, Gotemburgo, Suecia). En ambos casos, emplean el mismo método, basado en la colocación mediante atornillado manual (torque entre 5 y 10Ncm) de un transductor específico en la conexión del implante. Un aparato genera una onda electromecánica no invasiva, sin capacidad de alterar la interfase implante-hueso, que provoca una vibración del transductor atornillado, detectando su frecuencia natural de vibración. El valor obtenido no se expresa en hercios, sino que se transforma en un valor de 0 a 99, conocido como ISQ (del inglés implant stability quotient). El AFR en general y los ISQ en particular, cuentan con un respaldo importante de evidencia científica, en el campo de la estabilidad implantarí (Hériveaux et al, 2021; Chen et al, 2019; Rittel et al, 2019; Gupta y Padmanbhan et al, 2011).

Como resultado de la revisión de esa literatura disponible, a día de hoy, existe consenso alrededor de diversos aspectos en relación con la AFR. En primer lugar, los valores ISQ han mostrado tener una correlación directa con la rigidez del contacto hueso-implante (Glauser et al, 2004), aunque no está demostrada su relación con el BIC. Además, diversos estudios in vitro, han demostrado una relación lineal inversa entre los valores ISQ y el micromovimiento de un implante dentro de su hueso de soporte, cuando se le aplica una fuerza que simula la de la masticación (Brizuela-Velasco et al, 2015; Pagliani et al, 2013; Trisi et al, 2010). Este hallazgo tiene interés, si se toma en consideración lo apuntado anteriormente, de la necesidad del control del micromovimiento y la microdeformación ósea alrededor de un implante, para el éxito del proceso de osteointegración. Por otro lado, diversos autores han postulado que no se puede emplear como método de predicción de fracaso, puesto que es común encontrar en clínica casos de ISQ bajos en el momento de la cirugía que luego se estabilizan en valores adecuados tras el periodo de cicatrización ósea (Meredith, 1998). En general, este efecto responde a la Paradoja del Hueso de pobre de Davies, comentado con anterioridad. Un hueso de baja densidad, con escasa matriz extracelular relativa, es menos

rígido, pero al contrario contará con una mayor proporción de vasos y células osteoprogenitoras y será, por tanto, biológicamente más eficaz (Davies, 2003). Este efecto se comprueba fácilmente de manera clínica, en el hecho de que el maxilar superior tiende a tener valores de estabilidad primaria más bajos que mandíbula y sin embargo ambos confluyen hacia valores ISQ de 70 de media tras la integración (Chen et al, 2019; Brizuela-Velasco y Chávarri-Prado, 2019; Barewal et al, 2012).

TORQUE DE INSERCIÓN. Es una medida (Ncm) de la energía necesaria para introducir el implante en el lecho preparado previamente, durante el fresado. Puede definirse como la resistencia que ofrece el implante en la inserción en su lecho óseo, al avanzar en sentido apical, girando sobre su eje longitudinal (Brizuela-Velasco et al, 2015). En general se considera que este parámetro tiene una asociación directa con la densidad ósea y la presencia de cortical, estableciendo una directa proporcionalidad entre la obtención de mayores valores de torque en hueso de mayor densidad (López-Gualdrón et al, 2014, Turkyilmaz y McGlumphy, 2008; Beer et al, 2003)

Por otro lado, clínicamente tiende a reconocerse una asociación entre el torque y ciertas variables independientes, como pueden ser la geometría y la superficie del implante. Falco (et al, 2018), comparaba 3 tipos de implantes con distinta rosca y diferente superficie, en hueso ex vivo de distintas densidades, registrando el torque en cada uno de ellos. Concluye que cada geometría de implante generaba un valor de torque de inserción, que se correlaciona con la estabilidad de ese implante específico en una calidad ósea determinada.

Además, el torque de inserción, tal y como se ha apuntado anteriormente, puede depender de la técnica quirúrgica empleada, también nombrada, en la cual se modifica los protocolos de fresado convencionales para conseguir una estabilidad mecánica superior. Esto se caracteriza por el uso de una fresa de menor diámetro a la final, intentando provocar un mayor torque de inserción (Bihlan et al, 2010; Turkyilmaz y Tozum, 2019). Otra opción sería, el uso de osteótomos que generan una compresión a nivel óseo, ya que su principio de acción no se basa en el corte si no en la compactación.

Es preciso considerar que la utilización de un torque de inserción excesivo, puede aumentar el estrés periimplantario del hueso, generando isquemia y alteración del proceso de cicatrización ósea. Por otro lado, aunque para el ISQ se ha descrito una relación lineal inversa con el micromovimiento, un estudio experimental in vitro, presentó unos resultados en los que se observaba que la relación entre el torque y micromovimiento pudiera ser exponencial a partir de un determinado valor. Los autores argumentan, a que este efecto puede estar provocado por la posibilidad de fractura del hueso para torques superiores a 50 Ncm, de manera que torques muy superiores pueden que no generen una disminución equivalente del micromovimiento (Brizuela-Velasco et al, 2015).

Por otro lado, el principal inconveniente del torque de inserción, es que únicamente puede medirse en el momento de colocación del implante, mientras que otras técnicas como el análisis de frecuencia de resonancia, realizan un seguimiento de los cambios que sufre la estabilidad durante las distintas fases del tratamiento. Por lo tanto, sólo es capaz de medir la estabilidad primaria y no la secundaria, ya que se tendría que recurrir al torque de desinserción considerado como un método invasivo. Aún así, en cualquiera de los dos casos, son mediciones objetivas y complementarias ya que cada una de ellas nos aporta información diferente. En lo que al hueso se refiere, el torque de inserción se relaciona más con la cantidad de hueso cortical y el coeficiente de estabilidad del implante con el hueso esponjoso. En lo referente a la estabilidad, el torque de inserción es útil para obtener información sobre la estabilidad rotacional del implante y el ISQ, sobre la estabilidad en el desplazamiento lateral del mismo en diferentes posiciones. Ambos por tanto describen una inercia, pero es posible que el ISQ corresponda más a las resultantes de las cargas masticatorias, que son principalmente verticales y con un movimiento limitado y el torque a la inercia del implante a no girar sobre su eje longitudinal, lo cual tiene interés en la mecanización por atornillado de elementos protésicos (Degidi et al, 2013).

2.3 Cirugía de implantes y protocolos de carga protésica

El protocolo inicial, establecido por Brånemark, determinaba la colocación de los implantes a dos fases quirúrgicas y en definitiva cubiertos por la encía del reborde alveolar residual. Este protocolo quirúrgico, precisaba por tanto una cirugía de segunda fase, después del periodo de osteointegración, en la cual se sustituía el tornillo de cierre por un pilar de cicatrización, que conformaba el perfil de la encía, para la posterior toma de impresiones. Así mismo, los tiempos de osteointegración que se consideraban iban hasta los 6 meses en maxilar superior y en la mandíbula unos 3 meses, en relación con la teórica mejor estabilización del maxilar inferior, debido a sus mejores condiciones de densidad (Brånemark et al, 1985).

La evolución de las conexiones de los implantes, el tratamiento de superficie y los materiales aplicados, provocaron un cambio en el paradigma del protocolo quirúrgico y de carga anteriormente explicado, de manera que, en la actualidad, son más comunes las cirugías a una fase (en la que los pilares de cicatrización se colocan en el mismo momento de la colocación del implante), siendo habituales los protocolos de carga inmediata o temprana. Además, hoy en día, la carga convencional se considera a los dos meses de la cirugía y no se preconiza la espera de un mayor tiempo de integración en maxilar superior, teniendo en consideración que, aunque éste sea un hueso de menor calidad respecto a la densidad que la mandíbula, probablemente lo sea de mayor desde el punto de vista biológico (Davies, 2003).

Así mismo, el conocimiento actual de la significación de la estabilidad primaria y su análisis mediante métodos como el IT y el AFR, también está detrás de la aplicación de estos protocolos más eficientes (cirugías en una fase) o más ambiciosos (carga inmediata); por todo esto, es fundamental monitorizarlo para la correcta toma de decisiones. El grupo de Moys (en la Universidad de California (Los Ángeles, UCLA), intentan correlacionar los valores de ISQ con la tasa de supervivencia de los implantes para establecer protocolos de colocación y carga óptima (Moradi et al, 2006). Baltaya (et al,

2016), realiza un seguimiento a 5 años, de 703 implantes tras la colocación y de 1254 implantes antes de la carga, con dos objetivos; establecer un protocolo en 1 ó 2 fases y la elección de carga temprana frente a la tradicional. Todos los fracasos de los implantes se produjeron con un ISQ inferior a 66 en el momento de la colocación y con un ISQ inferior a 67 en el momento de la carga. Cuando los valores ISQ eran inferiores a 60, se observaron tasas de supervivencia más altas cuando los implantes se colocaron utilizando un protocolo de dos fases en lugar de un protocolo en una.

Esposito (et al, 2013) presentan los tipos de carga y sus definiciones correspondientes. **TABLA 3**

Tipo de carga	Definición
Inmediata	Los contactos oclusales se establecen durante la primera semana después de la colocación de los implantes
Temprana	Los contactos oclusales se establecen a partir de la primera semana y hasta los dos meses.
Convencional	Los contactos oclusales se establecen a partir de los dos meses.

TABLA 3. Definición de tipos de carga (Esposito et al, 2013)

CARGA INMEDIATA. Se define como aquella carga, donde los contactos oclusales se establecen en las primeras 48h de la colocación de los implantes (Esposito et al, 2013). Esta carga en las prótesis fijas de arco completo, puede ser beneficiosa para los pacientes, debido a que puede reducir los tiempos de espera hasta la rehabilitación protésica, siempre que no se vea comprometido el éxito de los implantes (Schnitman et al, 1990). Sin embargo, tiene ventajas e inconvenientes (Chiapasco et al, 1997; Gatti et al, 2000; Maló et al, 2003). Entre ellas, el tiempo, pues se reduce el periodo transcurrido desde la colocación hasta la puesta en función (de tres a seis meses); satisfacción del paciente, evitando tanto la afectación psicológica que supondría para el paciente encontrarse edéntulo, como la incomodidad de aparatos transitorios removibles; economía, aunque hay controversia en la literatura sobre los costes adicionales que puede presentar este tipo de técnica; y por el último el riesgo, puesto que cargar los implantes sin haberse producido la osteointegración siempre conlleva un cierto riesgo de fracaso (Segura-Moli et al, 2006).

No obstante, para el éxito de la carga inmediata, se deben tener en cuenta todos aquellos factores que pueden influir en éste. Entre ellos se encuentran (Segura-Moli et al, 2006):

- Estabilidad primaria. La medición cuantitativa y objetivable de la estabilidad del implante, es un factor fundamental para valorar la posibilidad de realizar carga inmediata. Existen diferentes métodos para valorarla, ya mencionados con anterioridad, (sonido a la percusión, periotest, torque...).
- El análisis de la frecuencia de resonancia. Se necesitan valores por encima de 60 ISQ (Meredith, 1998; O'Sullivan et al, 2004).
- Control del micromovimiento. Conseguir la inmovilización es clave para evitar la formación de tejido fibroso en la interfaz hueso-implante. Kawahara (et al, 2003), considera que los micromovimientos inferiores a 30 micras no influyen de manera negativa en la osteogénesis. Por su parte, Duyck (et al, 2006) refiere mayor densidad ósea, en ausencia de micromovimientos o en micromovimientos inferiores a 90 micras.
- Superficie del implante. La rugosidad del implante adquiere un papel importante en el proceso de osteointegración del implante, ya que puede aumentar significativamente el contacto hueso-implante (Gapski et al, 2003; Romanos, 2004).
- Cantidad y calidad ósea. Tanto la cantidad como calidad, parecen ser factores importantes para tener en consideración a la hora de realizar este tipo de técnica (Gapski et al, 2003; Misch y Degidi, 2003; Morton et al, 2004).
- Misch y Wang (2003), consideran que el hueso tipo IV es 10 veces más débil que el hueso tipo I y autores como Rocci (et al, 2003), relaciona el fallo de los implantes en zonas de hueso blando. Sin embargo, otros, consideran que la calidad no es tan importante y que haciendo uso de implantes con superficies rugosas se puede obtener una estabilidad primaria óptima (Ibáñez et al, 2005).

- Torque de inserción. Este aspecto es también de suma importancia para el éxito en carga inmediata, y está directamente relacionado con el apartado anterior. Para Maló (et al, 2003) y Drago y Lazzara (2006), el torque de inserción mínimo ha de ser de 30 Ncm. Neugebauer (et al, 2006), considera que éste, ha de ser de 35 Ncm. Sin embargo, hay otros autores que recomiendan a 40 Ncm (Hui et al, 2001; Horiuchi et al, 2000).
- Oclusión. La dirección y magnitud de las fuerzas oclusales también es un factor relevante a la hora de realizar una carga inmediata (Gapski et al, 2003). Calandriello (et al, 2003) permite una oclusión suave. Otros autores le dan contacto normal en relación céntrica y movimientos excursivos a sus prótesis sobre implantes de carga inmediata (Glaser et al, 2001; Ibáñez et al, 2005). Otros consideran que en zona estética es recomendable la carga no funcional para conseguir buena estabilidad primaria y minimizar al máximo la pérdida ósea (Tsirlis, 2005).
- Hábitos del paciente. Tanto el tabaco como los hábitos parafuncionales tiene un efecto nocivo en osteointegración de implantes con carga inmediata. Los pacientes fumadores como media, pierden el doble de implantes que los pacientes no fumadores, por lo que el tabaco debe considerarse una contraindicación relativa en esta técnica (Segura-Mori et al, 2006). En relación con los hábitos parafuncionales, en la literatura se encuentran muchos estudios que excluyen al paciente bruxista, y en los estudios que son incluidos, también muestran tasas de fracaso mayores en bruxistas que en no bruxistas, por lo que también debiera ser considerado una contraindicación relativa (Chiapasco et al, 1997; Maló et al, 2000).
- Factores sistémicos y locales de los pacientes. Lekholm (2003) realiza un estudio en pacientes de riesgo. No encuentra relación entre sexo y la edad, pero sí que apunta, a que a mayor edad mayor riesgo de complicaciones, debido a una ralentización en la cicatrización. No

considera la diabetes y la osteoporosis como una contraindicación absoluta, no así en el raquitismo y maxilares irradiados. En lo que a factores locales se refiere, a parte de la cantidad y calidad y la parafunción ya mencionados, los pacientes no colaboradores y las zonas de injertos óseos se pueden considerar factores de riesgo (Segura-Moli et al, 2006).

- Longitud, diámetro y número de implantes. En la literatura se encuentra un amplio consenso en que la longitud estándar sea de 10mm (Lekholm, 2003). Aunque también se encuentra autores como Gallucci (et al, 2004) que hace uso de implantes de 8mm. En cuanto al diámetro, no hay demasiada literatura publicada al respecto. La gran mayoría de los autores que hacen referencia a ello, hablan de diámetros de entre 3.3 y 4 (Chiapasco et al, 1997).
- Tipo de prótesis. El éxito depende mucho de la prótesis que se vaya a utilizar. El uso de sobredentaduras e híbridas mandibulares con carga inmediata, presentan tasas de éxito muy similares a la carga convencional (Wolfinger et al, 2003; Chiapasco et al, 1997). Un factor relevante a tener en cuenta es la ferulización de la prótesis para obtener una distribución óptima de las cargas y minimizar los micromovimientos (Wolfinger et al, 2003; Lekholm, 2003). Por otro lado, encontramos otros autores que recomiendan evitar las extensiones protéticas en voladizo (Misch et al, 2004; Lekholm, 2003).

2.4 Calor friccional

Durante la colocación del implante, puede generarse calor debido a la fricción del implante contra el hueso recién fresado. Sin embargo, según Flanagan (2014), la magnitud y la duración de cualquier calor de osteotomía son inciertas. El hueso tiene una conductividad térmica situada entre la grasa subcutánea de baja conducción y la alta conductividad del músculo. Esta propiedad de relativamente baja a moderada, puede hacer que el hueso retenga el calor producido, conduciéndole a una posible necrosis ósea (Flanagan, 2004).

En relación con lo relatado, la fórmula para la generación de calor por fricción por un cuerpo que se mueve en contacto con otro es la siguiente:

$$q = nFv$$

Donde q = generación de calor, n = un coeficiente de fricción basado en el tipo de materiales, F = fuerza sobre el cuerpo en movimiento y v = la velocidad del movimiento (Flanagan, 2014). Según esta fórmula, a medida que aumenta la fuerza sobre la interfaz, aumenta el calor liberado. Además, a medida que aumenta la velocidad de contacto, aumenta la liberación de calor. La fórmula define que, si el implante que fricciona contra el hueso se mueve más rápido o si se coloca con más fuerza, se generará más calor. La fricción se convierte en energía térmica.

Luego, el calor generado está directamente relacionado con el gradiente de fricción de los dos materiales, hueso y titanio. Los implantes de titanio conducen y absorben la energía térmica más rápido que el hueso vital o no vital y, por lo tanto, absorberán cualquier calor de fricción generado en la interfaz hueso-implante. La transferencia de calor ocurre, donde hay un contacto físico real en el contacto de la interfaz del hueso y en áreas sin contacto, a través del fluido tisular intermedio. La conducción del implante de titanio es mucho mayor que la del hueso y alejará el calor de la interfaz hueso-implante, tendiendo a un equilibrio térmico.

El calentamiento óseo vital fue estudiado por Eriksson y Albrektsson (1984). En su estudio sobre hueso vital de modelo animal (conejo), se ensayó un calentamiento del tejido a 53°C durante 1 minuto. Los resultados mostraron necrosis ósea, pero fue reparable, y en algún momento durante las 3-5 semanas postoperatorias, tuvo lugar la regeneración. La perfusión sanguínea puede ser un parámetro importante a tener en cuenta. Ésta aumentó con el incremento de temperatura, pero luego se detuvo cuando se alcanzaron los 53°C. Por tanto, este debate puede estar relacionado con la importancia del suministro de sangre, la fisiología ósea y la densidad. La enzima de formación ósea, la fosfatasa alcalina, se desnaturaliza a 53°C y, por lo tanto, se inactiva a esta temperatura. La curación ósea puede verse afectada. Otro estudio de Eriksson y Albrektsson (1983; 1984) donde calentaban hueso vital de 44°C a 47°C durante 2 minutos, generaron necrosis ósea, siendo ésta irreparable. En relación a los implantes cerámicos, estudios como el de Zipprich (et al, 2019), encuentra un aumento de temperatura en los implantes de cerámica respecto a los de titanio. El objetivo de su estudio es registrar la disipación de calor dependiente del material y la superficie durante el proceso de inserción de implantes en hueso de animales nativos. Los autores concluyen, que dentro de los límites de un estudio in vitro, los altos aumentos de temperatura en los implantes de cerámica frente a los de titanio, deberían estar limitados por una velocidad de inserción más lenta.

2.5 Metodología aplicada a la estabilidad primaria

Aunque se encuentran en la literatura numerosos y diferentes métodos para la medición de la estabilidad primaria, en este proyecto, solo se hará referencia al torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia.

TORQUE DE INSERCIÓN (IT). Como ya hemos comentado en apartados anteriores, el torque de inserción fue descrito por Johansson y Strid (1994), los cuales lo definieron como el momento de fuerza necesario para ajustar el implante en la zona de la osteotomía o preparación quirúrgica, da información válida sobre la calidad ósea local.

El torque de inserción mide la energía (J/mm^3) necesaria para llevar a cabo, el fresado en la cirugía de colocación de implantes a nivel óseo. En general, este parámetro está relacionado con la densidad ósea, estableciendo una proporcionalidad entre la obtención de los valores de torque y la densidad ósea (López-Gualdrón et al, 2014; Turkyilmaz y Mcglumphy, 2008; Beer et al, 2003).

Para su determinación, se requiere un dinamómetro situado en el interior de la unidad de perforación o una llave dinamométrica manual, mientras se inserta el implante. En este proyecto, como se verá posteriormente, se ha empleado un torquímetro analógico previamente calibrado BTG90CN (Tohnichi, Tokio, Japón). Se considera un sistema fácil, pero con el inconveniente que sólo puede medirse en el instante de la colocación/inserción del implante. Aunque proporciona una evaluación de la estabilidad primaria, no es posible valorar los cambios que se producen en la densidad ósea tras la colocación del implante, por lo que no es útil para valorar la estabilidad a largo plazo (Gil et al, 2016).

Existen varias clases de torquímetros; mecánicos y digitales (Vallee et al, 2008).

TORQUÍMETROS MECÁNICOS. Dentro de éstos, se describen dos tipos, los resortes y los friccionales. Éstos últimos, tienen un mecanismo de liberación de fuerza dado por el fabricante, el cual, al usar una llave dentro del torquímetro aplica la fuerza al tornillo hasta que llega a los Ncm requeridos deteniéndose así la aplicación del torque. Tiene varias partes móviles, usa un mecanismo de bola que utiliza un sistema de encaje en la cabeza del instrumento. En el momento de la aplicación de la fuerza, la bola o retenedor se aloja en el receptor esférico y la cabeza se mueve hacia un lado. Este mecanismo limita la fuerza aplicada al tornillo. El torquímetro tipo resorte, no tiene un mecanismo de liberación, las medidas de torque vienen marcadas en escala y el operador aplica el torque deseado hasta comprobarlo visualmente. Tiene un mecanismo en el cual, un resorte se comprime en un receptor esférico o en un retenedor, y la palanca o indicador se mueve hacia un lado indicando los niveles de fuerza alcanzados, ésta sería su mayor ventaja ya que se puede dar varias medidas de torque con el mismo instrumento (Vallee et al, 2008).

TORQUÍMETROS DIGITALES. Tienen la forma de una pieza de mano, y están programados para aplicar el torque deseado. Se desarrollaron con el objetivo de estandarizar y procurar mayor eficacia en el ajuste necesario para los implantes dentales. Originalmente, el primero tenía un reóstato, evolucionando hasta los modelos actuales que cuentan con un control inalámbrico y modos ajustables de torque que pueden calibrarse (Albayrak et al, 2017).

ÁNÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA (AFR). Como ya se ha mencionado en el apartado anterior, Meredith (1998) lo describió en 1998. Clasificado como método no invasivo, utiliza un dispositivo específico para medir la estabilidad implantaria, independientemente de la duración o fase del tratamiento. A través de la AFR, la interfase hueso/implante se valora como reacción a las oscilaciones ejercidas sobre la relación de la superficie ósea con la del implante. Para ello, se establece como unidad de medición el cociente de estabilidad del implante (ISQ).

En el mercado actual se pueden encontrar diversos instrumentos con aplicación específica en el análisis de frecuencia de resonancia, tales como:

OSTELL ISQ. El análisis de frecuencia de resonancia se evalúa a través del aparato Ostell (Osstell AB, Gotemburgo, Suecia). Los valores de ISQ están comprendidos en una escala del 1 al 100, la estabilidad será mayor cuanto mayor sea el valor de ISQ (Meredith, 1998; Gil et al, 2016;).

El método Osstell fue diseñado a partir de 1999, siendo la compañía fundadora fue Integration Diagnostics Ltd (Suecia). Varias generaciones se desarrollaron durante años para la evaluación de la estabilidad de los implantes: Osstell, Ostell mentor y Osstell ISQ (Herrero-Climent et al, 2013).

El transductor específico es una pieza metálica denominada Smartpeg, la cual se atornilla de manera sencilla a la conexión del implante. Hoy en día, todos los sistemas de implantes cuentan con su disponibilidad, adquiriéndose en cajas estériles de 5 unidades desechables.

PENGUIN. Aparatología fabricada por la empresa Integration and Diagnostics (Suecia), liderada por los Prof. Lars Sennerby y el Dr. Anders Petersson. Desde el año 1999, perfeccionan la técnica de análisis de frecuencia de resonancia para la medición de la estabilidad de los implantes. En este caso, el transductor se denomina Multipeg y también será atornillado a la conexión del implante. Éstos a diferencia de los Smartpeg, son de titanio y reutilizables. Muestran el valor de ISQ de manera simple siendo de fácil manejo debido a la ausencia de cables (Klockner).

Asimismo, el MICROMOVIMIENTO en este estudio se registra mediante ensayo de compresión y microscopía óptica.

Los **ensayos mecánicos** tienen como objetivo establecer las propiedades mecánicas como: límite elástico, tensión de ruptura, dureza, etc. Los ensayos mecánicos más relevantes son: ensayo de tensión, ensayo de flexión, y ensayo de compresión. Haremos hincapié en este último, ya que es el ensayo de elección en nuestro estudio. Este tipo de ensayos se lleva a cabo

para caracterizar el comportamiento de un material bajo una carga de compresión. Durante el ensayo, se ejerce una presión sobre una probeta mediante los platos de compresión, a través de la cual se determinan varias propiedades del material analizado. Los datos del ensayo pueden proporcionar resultados en forma de diagrama de tensión-deformación que, entre otras cosas, muestra límite elástico, el límite de proporcionalidad, el límite de fluencia, y la resistencia a la compresión. La finalidad de este tipo de ensayos consiste en evaluar la seguridad, durabilidad e integridad de materiales y componente. Este tipo de ensayos a menudo se realizan en componentes y productos fabricados como, espumas, tuberías, botellas de agua, piezas de automóviles, implantes médicos, etc. (ZwickRoell) Para llevar a cabo este tipo de ensayos se hace uso de una máquina universal servo hidráulica. En ingeniería se denomina máquina universal, a una máquina parecida a una prensa con la que es posible realizar ensayos tanto de tracción como compresión para medir sus propiedades. La presión se consigue mediante el uso de placas accionadas por tornillos o un sistema hidráulico. Ésta cuenta con varias celdas adaptables en función de la necesidad. Este sistema es ampliamente utilizado como método de ensayo de nuevos materiales (Oviedo y Sierra, 2016).

El estudio de esta variable se llevó a cabo, mediante la observación de una marca realizada en la superficie del implante en la zona del cuello, como se detallará en el apartado de material y metodología. Cada implante fue ensayado a compresión aplicando una rampa de 0 a 50 N a una velocidad de aplicación de carga de 1N/s, y una aplicación final constante de 50 N durante 10 segundos. Para ello, como ya se nombrado con anterioridad, se utilizó una máquina servo hidráulica de ensayos mecánicos (BIONIX 358, MTS Sensor Technologie GmbH & Co. KG, Lüdenscheid, Alemania) con una célula de carga de 2,5 kN. Antes, durante y después de la aplicación de carga se realizaron diferentes imágenes fotográficas.

Para la captación de la compresión sufrida en los implantes, se recurre a la **microscopía óptica**. La microscopía es la técnica de producir imágenes no visibles de estructuras demasiado pequeñas para ser percibidos a simple vista, resultando de la interacción con una fuente de luz o de electrones. Si se hace uso de fotones en el campo visible se hablará de microscopía óptica, sin embargo, si se hace uso de electrones, se hablará de microscopía electrónica. Existen diferentes tipos de microscopios ópticos y electrónicos. Dentro de los primeros, se encuentran microscopios de luz transmitida, de luz reflejada, estereoscópico, de fluorescencia y confocal. En la microscopía electrónica, se hallan los electrónicos de transmisión (TEM), microscopía electrónica de barrido (REM), microscopio de fuerza atómica (AFM), microscopio de efecto tunel (STM) y microscopio de rayos X (Sánchez y Oliva, 2015).

En este estudio para la observación a grandes aumentos de la marca en la superficie del implante metálico, se realizó con un microscopio óptico de larga distancia QUESTAR QM 100 (Questar, EEUU) equipado con una cámara fotográfica digital MOTICAM 800x600 (Motic, Hong Kon, China). Este microscopio está diseñado para proporcionar resoluciones tan finas como $1\ \mu$ o menos, pudiendo observar materiales y objetivos biológicos ubicados demasiado lejos del instrumento. Sus aplicaciones comunes han incluido pruebas de materiales, propagación de grietas, estudios de características de la superficie, control de calidad, estudios de formación y flujo de burbujas (dispersión de combustible) dentro de una cámara, etc. Se puede usar para enfocar un objetivo directamente frente a él, o ubicado detrás de una ventana transparente (en un horno, en un tubo de ensayo, etc.). Además, puede iluminar ese objetivo usando la técnica coaxial siendo ésta una ventaja frente a otros sistemas. El sistema está diseñado para aceptar una selección diversa de ópticas para aumentar o disminuir la ampliación y el campo de visión (Questar Corporation).

Por otro lado, existen modelos biomecánicos que pueden replicar tanto la formas como la función de la mandíbula, y en la actualidad sirven como métodos de ensayo tanto para análisis de estabilidad primaria como para otros factores. Pueden ser computarizados o físicos, lo que disminuye la experimentación animal, a la vez que se pueden emplear tanto modelos numéricos como físicos para diseñar, analizar objetos y entender el fenómeno físico (Wong et al, 2011).

En la relación a los modelos de ensayo empleados en este estudio, es necesario nombrar otros modelos de ensayo citados frecuentemente en la literatura. Así se relatan;

MODELOS COMPUTARIZADOS. Son aquellos modelos que permiten trabajar en un entorno virtual, permitiendo generar modelos de trabajo donde se simulan las fuerzas que actúan sobre la mandíbula. Estos modelos se pueden subdividir en:

VIRTUALES: modelos empleados para la visualización de estructuras biológicas.

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS (AEF): modelo empleado para realizar análisis biomecánicos que permiten simular la acción de una fuerza sobre un cuerpo y cuantificar el estrés/deformación, así como su distribución. Este método se desarrolló como una técnica matemática en 1943, pero su uso se popularizó con la llegada de los ordenadores, los cuales facilitaron su realización (Richmond et al, 2005).

Para crear un modelo de elementos finitos, es necesario un modelo geométrico realista y la geometría de esa estructura debe realizarse en un ordenador. Los vóxeles de tomografía computarizada y la unidad de resolución de volumen, se pueden transformar directamente en los elementos de un modelo de AEF de alta resolución. La geometría se subdivide en un gran número finito de dominios (elementos) geoméricamente simples conectados en sus vértices (nodos). La malla es el resultado de la colección contigua de

estos elementos de forma sencilla. La mayoría del software de AEF tiene funciones de generación de mallas automatizadas que producen mallas relativamente densas. Esto se puede refinar aún más en las regiones de interés o en todo el modelo. Deben definirse las propiedades del material de los elementos (por ejemplo, el módulo elástico y el coeficiente de Poisson para el hueso y el titanio). Las condiciones de contorno son importantes para evitar el movimiento del modelo cuando se carga, de modo que pueda desplazarse uniformemente como un cuerpo rígido, lo que permite los cálculos de AEF (Wong et al, 2011).

En la mayoría de los modelos biomecánicos, las fuerzas son conocidas y las tensiones o deformaciones son los datos de interés. Las fuerzas externas $\{F\}$ y las propiedades mecánicas / geometría $[K]$ se utilizan para calcular los desplazamientos nodales $\{D\}$. La diferenciación del campo de desplazamiento produce la distribución de deformaciones. La distribución de la tensión se determina matemáticamente. La precisión, la proximidad de los resultados del modelo a la solución exacta del modelo biomecánico, se puede evaluar mediante la realización de una prueba de convergencia mediante la cual se comparan ciertas cantidades (por ejemplo, deformaciones máximas en ubicaciones específicas) entre mallas de diferentes refinamientos.

En el campo de la implantología, este método de análisis se ha utilizado para estudiar los patrones de tensión en varios componentes del implante y también en el hueso periimplantario.

MODELOS FÍSICOS Los modelos físicos pueden clasificarse en función del material utilizado; en modelos de creación rápida de prototipos, modelo de hueso de cadáver, modelo de hueso animal, y modelo de sustituto óseo.

El uso de hueso para pruebas mecánicas tiene varias limitaciones: es imposible obtener el mismo tamaño para cada muestra ya que siempre hay variaciones en las dimensiones. Obtener hueso de cadáver siempre es más caro debido al suministro limitado. Utilizar huesos de animales significa

extrapolar los resultados a los seres humanos y cabe la posibilidad de que exista un cierto peligro biológico para los investigadores a pesar de las medidas de protección. También se pueden producir variaciones en las propiedades de hueso ya que éste debe recolectarse y mantenerse fresco (Wong et al, 2011).

Se han sugerido muchos sustitutos óseos, incluida la madera (roble rojo, haya), materiales sintéticos como epoxi fotoelástico, poliuretano (Sawbone Pacific Research Laboratories, Malmö, Suecia) y especialmente hueso compuesto (De Santis et al, 2005). Una alternativa al hueso humano, puede ser los materiales sintéticos como el poliuretano, que demuestran propiedades similares a las del hueso húmedo (Bredbenner y Haur, 2000). Las mandíbulas fabricadas (por ejemplo, Sawbone) son más rentables y proporcionan una muestra más uniforme y consistente que el hueso animal o de cadáver.

En el campo de la implantología, podemos encontrar numerosos autores que hacen uso de bloques de resina de poliuretano debido a su homogeneidad y fácil acceso (Arosio et al, 2020; Ibrahim et al, 2020, Romanos et al, 2020).

Los estudios *ex vivo*, son métodos que sirven de puente entre los estudios *in vitro* y los estudios *in vivo* (Davies et al, 2006). Autores como Di Stefano (et al, 2019), emplean de hueso animal *ex vivo* para comparar la estabilidad primaria en implantes con distinta geometría. El autor, menciona como limitación que se encuentra ante densidades ósea bastantes heterogéneas. Aún así, recalca que esas discrepancias no ponen el peligro la fiabilidad del estudio.

En el presente proyecto, en los estudios piloto se hace uso de bloques de resina de poliuretano. Este material ha sido aprobado por la Sociedad Americana para prueba de materiales, siendo reconocida como un estándar para probar dispositivos e instrumentos ortopédicos, lo que lo hace ideal para las pruebas comparativas de implantes dentales (American Society for Testing and Materials F-1839-08).

Para ello, empleamos 2 tipos de bloques (Sawbones, Pacific Reserch Laboratories, Malmö, Suecia) sin y con 1mm de cortical para la realización de estudios preliminares al estudio definitivo. La resina sin cortical tiene una densidad de 0,32g/cm³ y el bloque con cortical a su vez, una densidad en ese primer milímetro de grosor en su lámina de $\pm 2,5\%$. Con los primeros bloques conseguimos simular un hueso tipo D3 y con los segundos, un hueso tipo D2. (Lekholm y Zar, 1985)

Tras el uso de bloques de resina de poliuretano en los estudios piloto, damos el salto a un modelo ex vivo donde se intenta reproducir con mayor fiabilidad el comportamiento de los implantes a nivel óseo. Para ello, varios autores hacen referencia a este modelo de estudio ya que se acerca más a un modelo in vivo que la resina de poliuretano (Trisi et al, 2010; Brizuela-Velasco et al, 2015; Santamaría-Arrieta et al, 2016, Gurdán et al, 2017, Di Stefano et al, 2019).

MÉTODOS DE MEDIDA DE LA MICRODEFORMACIÓN. Cualquier cuerpo sometido a una fuerza externa puede sufrir microdeformación. Ésta, se define, como la deformación y la longitud inicial bajo la acción de una carga (Frost, 1987). Es importante tener en cuenta la cantidad de deformación que pudiera sufrir el hueso peri-implantario para evitar así la pérdida de osteointegración del implante. Los siguientes métodos son ampliamente usados en estudios *in vitro* para valorar la microdeformación en el campo de la implantología; análisis de elementos finitos (AEF), la fotoelasticidad y la extensimetría (Pesqueira et al, 2014).

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS. Ya mencionado con anterioridad, se desarrolló en la década de los 60 por la industria aeroespacial. En 1976, Weinstein (et al, 1976) fue de los primeros investigadores en aplicarlo en el campo de la implantología, con el objetivo de evaluar el comportamiento biomecánico de la prótesis implantosoportada y los posibles factores influyentes en la distribución y cantidad de la tensión transferida al hueso.

ANÁLISIS FOTOELÁSTICO. Fue introducido en odontología por Noona en 1949. En el área de la implantología fue usado por primera vez por Zarbon en 1988. Se basa en las propiedades ópticas de ciertos materiales plásticos sin color que, cuando son sometidos a estrés/deformación presentan alteraciones en sus índices de refracción promoviendo su cambio de color. La mayor ventaja de este método, es la capacidad para poder visualizar los patrones de estrés producido en estructuras complejas, permitiendo localizar y cuantificar su magnitud. La visualización del estrés producido, se realiza de manera fotográfica, a diferencia de los otros métodos que nos reportan análisis numéricos. Existen 3 técnicas de análisis fotoelástico: bidimensional, tridimensional y cuasi-tridimensional (el modelo es tridimensional pero las franjas se observan y analizan en 2 dimensiones). Es necesario recurrir a éstos últimos, cuando es preciso determinar el estado tensional de una estructura en la cual su geometría no permite considerar que se trata de un régimen elástico plano. También se ha demostrado la utilidad de la fotoelasticidad para determinar la distribución de la tensión transferida tanto en dientes naturales como en implantes (Pesqueira, et al 2014).

ANÁLISIS EXTENSIOMÉTRICO. Es un procedimiento frecuentemente usado en odontología mediante el empleo de galgas extensiométricas. Éstas son pequeñas resistencias eléctricas, que bajo una ligera deformación alteran la resistencia creada en su corriente. Miden la deformación provocada por la tensión generada en un cuerpo, en el área donde son adheridas. La señal eléctrica recogida, es enviada a un dispositivo de adquisición de datos y convertida en una señal digital leída por un ordenador. Pueden usarse para valorar el estrés provocado en prótesis, implantes y dientes en estudios *in vivo* e *in vitro*. Esta medición está limitada únicamente a la zona donde se coloca la galga. Se han utilizado métodos basados en galgas extensiométricas para calcular y medir la tensión/deformación producida en las prótesis, implantes, dientes, e incluso en el hueso. En el campo de la implantología, las galgas a utilizar suelen ser uniaxiales o de roseta, adhiriéndose éstos a los implantes, pilares o a las prótesis. Este tipo de estudios *in vivo* son más costosos tanto en tiempo como en presupuesto que los modelos de elementos finitos, pero cierto

es, que tienen la ventaja de poder comparar resultados *in vitro* e *in vivo*. Por lo tanto, se puede concluir, que el uso de esta técnica para evaluar la tensión/deformación inducida en los implantes presenta fiabilidad clínica. (Pesqueira et al, 2014).

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surgen las siguientes hipótesis de trabajo, iniciales o nulas:

- a. La rigidez del material de fabricación del implante dental, no influye en su estabilidad primaria ante la aplicación de carga, medida por el torque de inserción, la frecuencia de resonancia y el micromovimiento.
- b. La rigidez del material de fabricación del implante dental, no influye en la cantidad de calor generado por la fricción durante la inserción del mismo en el lecho óseo previamente conformado.

Formulada la hipótesis inicial como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco del estudio, dada su generalidad surgirán más interrogantes que nos obligarán a suscitar sucesivas hipótesis. Por ello, con una visión más práctica se prefiere hablar de objetivos en vez de hipótesis, sin que se olvide de lo que significan y representan.

Objetivo general

Especificar si existen, diferencias entre los valores de estabilidad ISQ, torque de inserción, calor y micromovimiento entre diferentes implantes, de idéntico diseño y tamaño, pero diferente material y Módulo de Young.

Objetivos específicos

1. Cuantificar los valores de estabilidad implantaria, medida mediante torque de inserción (Ncm), de un grupo de implantes de titanio al ser insertados en un modelo de hueso animal.
2. Medir los valores de estabilidad implantaria, mediante torque de inserción (Ncm), de un grupo de implantes de circonia al ser insertados en un modelo de hueso animal.
3. Comparar los valores de estabilidad primaria de torque inserción (Ncm) de ambos grupos, titanio y circonia.

4. Cuantificar los valores de estabilidad primaria, mediante el análisis de frecuencia de resonancia (ISQ), del grupo de implantes de titanio al ser colocado en un modelo de hueso animal.
5. Cuantificar los valores de estabilidad primaria, mediante el análisis de frecuencia de resonancia (ISQ), en el grupo de implantes de circonia al ser insertados en un modelo de hueso animal.
6. Comparar los valores de estabilidad primaria mediante el análisis de frecuencia de resonancia (ISQ), de ambos grupos Ti y Zr.
7. Comparar la variable de micromovimiento ante la aplicación de carga, entre los grupos de implantes de Ti y de Zr.
8. Cuantificar el calor generado en el momento de la colocación de los implantes del grupo de Ti en un modelo de hueso animal.
9. Cuantificar el calor generado en el momento de la colocación de los implantes de Zr en un modelo de hueso animal.
10. Comparar el calor generado entre el grupo de Ti y de Zr en el momento de su colocación en un modelo de hueso animal.

En esta línea, para dar una respuesta adecuada a la hipótesis y los objetivos planteados, se diseña un plan de investigación experimental *in vitro*, utilizando inicialmente bloques de espuma de poliuretano para continuar con estudio experimental *ex vivo* en costillas de origen bovino.

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA

Previo al diseño definitivo del modelo, se consideró conveniente la realización de una serie de estudios piloto o iniciales, a efectos de controlar y tener información de algunos factores relacionados con la resina a utilizar, el calor generado y medido al colocar los implantes y la influencia del tratamiento de la superficie de los mismos, con el fin de comprobar su adecuación a la experimentación principal a realizar.

4.1 Muestra y modelos de trabajo de estudios piloto

El modelo de trabajo son dos bloques de espuma/resina de poliuretano (Sawbones, Pacific Reserch Laboratories, Malmö, Suecia) de dimensiones 100 mm largo-80 mm ancho y 10 mm grueso. Uno, sin cortical con una densidad de la resina de 0,32g/cm³ y el otro, con una cortical de resina epoxi de 1mm de grosor y densidad de $\pm 2,5\%$ en ese primer milímetro de grosor, **FIGURAS 10 y 11**. Este tipo de resina de poliuretano, es frecuentemente empleada en estudios de diseño similar al de este proyecto, pero con objetivos diferentes (Bardyn et al, 2009; Arosio et al, 2020; Ibrahim et al, 2020)

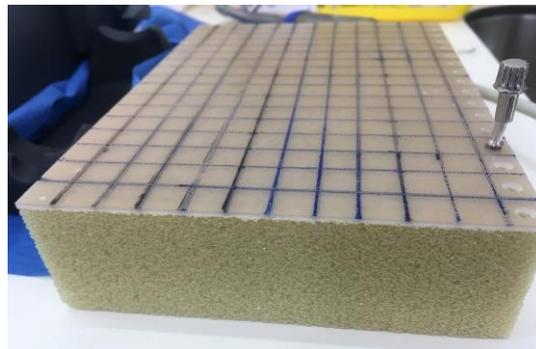


FIGURA 10. Bloque de resina de poliuretano con 1mm de cortical

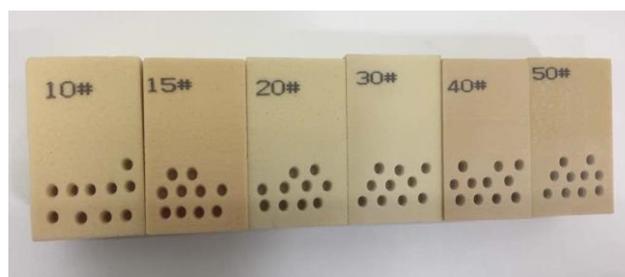


FIGURA 11. Bloques de resina de poliuretano sin cortical

Estos dos bloques, se dividieron en 144 secciones cuadrangulares no independientes mediante marcado en su superficie, con un rotulador indeleble de punta fina, de una cuadrícula de líneas transversales y longitudinales. Las cuadrículas, se numeraron y en los puntos de intersección, se colocaron los implantes previa asignación aleatoria y fresado para el lecho implantario según el protocolo habitual. Luego el modelo de trabajo esta constituido por el bloque de resina con y sin cortical y el implante/s colocado/s en ella.

La muestra para la evaluación de la resina y la rigidez del material fueron 40 implantes, 20 del tipo Essential Cone Klockner (Soadco, Escaldes-Engordany, Andorra) de 4,5 de diámetro por 10mm de longitud fabricado en Ti_6Al_4V con un módulo de elasticidad de 110 GPa y 20 del tipo Essential Cone del mismo fabricante, 4,5x10mm fabricados en circonia (ZrO_2) y con un módulo de elasticidad de 200 GPa, **FIGURA 12**.

Los 20 implantes de cada material se distribuyeron aleatoriamente en los dos bloques (10 de cada material en cada bloque) y se colocaron en los lechos implantarios realizados al efecto siguiendo el protocolo quirúrgico habitual y las instrucciones del fabricante de los implantes.



FIGURA 12. Implantes de titanio (Dcha) y de circonia (izda) Essential Cone, Klockner

Para la evaluación del CALOR GENERADO en el momento de la colocación de los implantes, tanto el modelo de trabajo, como los implantes fueron los citados anteriormente (10 de titanio y 10 de circonia). Se colocaron con similar técnica y metodología/protocolo, pero solo en el bloque de resina de poliuretano con cortical de 1 mm.

Para la evaluación de la influencia de LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL/TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE de los implantes en el torque de inserción, el modelo de trabajo fue el citado con cortical de 1 mm de grosor y se colocaron los implantes con la misma sistemática y metodología. No obstante, el tamaño muestral y los implantes son diferentes.

De acuerdo con los fallos mecánicos del implante de circonia objetivados en uno de los estudios piloto, para esta evaluación, se emplearon implantes SK2 de Klockner (Soadco, Escaldes-Engordany, Andorra), de conexión externa y dimensiones 4,1 mm de diámetro y 10 mm de longitud, fabricados en Ti_6Al_4V . La muestra fueron 26 implantes distribuidos en dos grupos (13 con superficie SLA y 13 con superficie mecanizada). Este tamaño muestral, esta basado en los ensayos pilotos previos y se calculó para un valor alfa del 5%, potencia del 80,7% y tamaño de efectos grandes $d=0,8$.

PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA

TORQUE DE INSERCIÓN. Para la colocación de los implantes, se utilizó un torquímetro previamente calibrado BTG90CN (Tohnichi, Tokio, Japón). Con él se colocaba el implante y cuando éste había llegado a su posición final (límite de cuello pulido), se registraba el valor numérico del torque de inserción que indicaba el torquímetro. **FIGURA 13**



FIGURA 13. Colocación del implante en el bloque de resina con el torquímetro de Tohnichi (Tokio, Japón)

ISQ. Una vez colocados los implantes, se evaluó la estabilidad de cada implante mediante el registro del valor ISQ utilizando el aparato de análisis de frecuencia de resonancia Penguin (Integration Diagnostic, Goteborg, Suecia).

FIGURA 14



FIGURA 14. Medición de estabilidad con el aparato de análisis de frecuencia de resonancia Penguin y vista de un valor ISQ.

CALOR GENERADO. El calor generado durante la colocación de los implantes se midió antes (calor previo) y al final de la colocación (calor final), captándolo mediante una cámara de imagen termográfica (KKmoon Handheld).

FIGURAS 15 y 16



FIGURAS 15 y 16. Imagen de la cámara térmica y del resultado de la medición de la temperatura al colocar los implantes.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO. Se realiza una estadística descriptiva con medidas de tendencia central y dispersión y representación gráfica con diagrama de barras. La estadística analítica se resolvió con la prueba paramétrica test de Student y el coeficiente de correlación de Pearson. Nivel de significación p igual o menor de 0,05.

4.2. Muestra y modelos de trabajo del estudio principal

De acuerdo con los resultados de los estudios piloto, se diseñó un modelo de trabajo formado por costillas frescas de origen bovino sin periostio (talla= 50 x 18 x15), simulando una calidad ósea tipo III en la clasificación de Lekholm (Lekholm y Zarb, 1985), embebidas en un modelo de escayola. Las costillas fueron sometidas a un tratamiento de conservación específico, mediante inmersión en etanol y suero salino (50/50) a temperatura ambiente y rehidratadas con suero salino previo a su uso, de acuerdo con el protocolo de Tricio (et al, 1995). **FIGURA 17**



FIGURA 17. Costilla de origen bovino embebida en modelo de escayola y preparada para recibir el implante correspondiente

Sobre las costillas, se colocaron implantes Klockner SK2 (Soadco SL., Escaldes Engordany, Andorra), fabricados en $TiAl_6V_4$ y ZrO_2 , ambos con superficie pulida, de 8 mm de largo y 3.8 mm de diámetro de conexión externa y cuello pulido de 1.8 mm, **FIGURA 18**. Luego el modelo de trabajo fue una costilla de origen bovino embebida en un bloque de escayola con su correspondiente tipo de implante.

El tamaño muestral fueron 42 implantes Klockner SK2 distribuidos en 21 de titanio ($TiAl_6V_4$) y 21 de circonia (ZrO_2).



FIGURA 18. Aspecto de los implantes Klockner SK2 de hexágono externo fabricados en circonia (izda) y titanio (dcha) , con su correspondiente cuello pulido.

Para la colocación de los implantes previa asignación aleatoria a las costillas, se labraron dos lechos de implante. Éstos se prepararon usando la caja quirúrgica y siguiendo el protocolo establecido por el fabricante: Ø 1.8 fresa inicial, Ø 2.3 fresa piloto, Ø2.8 fresa de perfil y Ø 3.3 fresa final. Se estandarizó la separación entre ambos lechos (10mm entre centros) y se aleatorizó la posición de cada implante mediante biased coin. Una vez finalizados, se colocó en uno de ellos un implante de Ti y en el otro de Zr, aleatorizando la decisión.

PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA

TORQUE DE INSERCIÓN. Para la inserción de los implantes en su lecho óseo quirúrgicamente conformado, se empleó un torquímetro analógico previamente calibrado BTG90CN, ya citado (Tohnichi, Tokio, Japón), el cual medía el torque de inserción en Ncm. En todos los casos, el cuello pulido de los implantes se colocaron supraóseo. **FIGURA 19**



FIGURA 19. Vista del torquímetro analógico previamente calibrado BTG90CN (Tohnichi, Tokio, Japón).

ISQ. Los valores ISQ iniciales se midieron con Penguin RFA (ya citado) empleando un Multipeg atornillado a los implantes con un torque de 4 a 6 Ncm, recomendado por el fabricante. Las medidas ISQ se realizaron paralelos y perpendicular al eje longitudinal del implante. **FIGURA 20**



FIGURA 20. Imagen del Penguin RFA con un Multipeg colocado en un implante insertado en costilla fresca de vaca.

CALOR GENERADO. Así mismo, durante la inserción en el lecho implantario, se registró la temperatura causada por la fricción del implante con el hueso, mediante una sonda de sensores térmicos Cu/Ni. **FIGURA 21**

Item más, con el fin de determinar el calentamiento experimentado por los tejidos adyacentes al implante dental durante su inserción, se realizaron sendos orificios de 1.2 mm de diámetro perpendiculares a la dirección de inserción del implante, próximos a la cortical coronal. Además, con el fin de evitar el contacto directo entre el extremo del termopar y el implante insertado, se mantuvo una distancia de seguridad de aproximadamente 1 mm desde el fondo del orificio de medida del termopar y el orificio de inserción del implante, que se mantuvo constante para todos los ensayos efectuados. Así mismo, todas las muestras fueron preparadas y analizadas el mismo día de forma secuencial, con el fin de homogeneizar las condiciones de ambientales de humedad y temperatura durante el ensayo.



FIGURA 21. Vista de la costilla con los lechos de los implantes y la sonda de sensores térmicos Cu/Ni.

La evaluación del calentamiento de los tejidos presentes en el lecho óseo durante la inserción de los implantes, se llevó a cabo mediante la utilización de un termopar de contacto tipo “K: IEC Mineral Insulated Thermocouples with PFA Lead” (RS Components, Londres, Reino Unido) de 1 mm de diámetro y fabricado con punta de medición Cu/Ni. Asimismo y con el fin de posibilitar la adquisición de los datos generados durante la realización de las medidas de calentamiento por inserción, fue necesaria la adquisición de un equipo de registro de datos modelo USB- TC 08 DATA LOGGER PICOTECH (Pico Technology Limited, Londres, Reino Unido). El registro y tratamiento de los datos de temperatura obtenidos durante las medidas, se llevó a cabo mediante la utilización del software PICOLOG-6 proporcionado por el propio fabricante del equipo de registro de datos (Pico Technology Limited, Londres, Reino Unido). Las medidas de temperatura se realizaron de forma continua y en tiempo real durante la inserción con una frecuencia de adquisición de datos de 0.1s-1.

En la imagen de la **FIGURA 22**, se puede observar la configuración de trabajo utilizada para este estudio, con el DATA LOGGER conectado a un puerto USB del PC portátil y el Termopar tipo K conectado a uno de los 8 puertos de medida del DATA LOGGER.



FIGURA 22. Configuración de trabajo para la determinación del calentamiento por inserción

MICROMOVIMIENTO. Para la evaluación del micromovimiento del implante, cada conjunto de costilla con los dos implantes insertados, se encofró en escayola, con el fin de eliminar posibles micromovimientos del conjunto durante la aplicación de la carga mecánica, tal y como se muestra en la **FIGURA 23**.

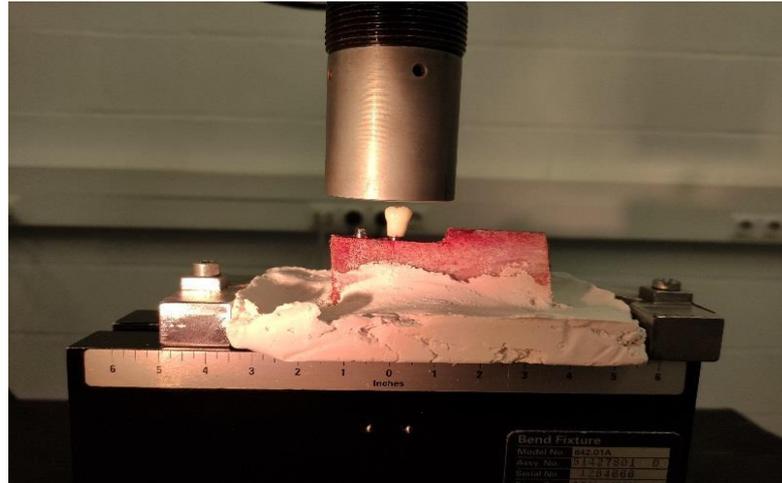


FIGURA 23. Vista del modelo de trabajo montado en escayola, aplicando la carga.

Para la aplicación de la carga, se fabricaron 3 coronas de polimetilmetacrilato (PMMA), con una morfología típica de premolares inferiores y cementadas con un cemento de resina dual (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake Dental Inc., Osaka, Japón), a un aditamento provisional de Ti, el cual, a su vez era atornillado a cada muestra de implante con un torque de 10 Ncm. Estas coronas fueron desatornillados y atornillados para cada una de las muestras de implantes. Asimismo, el estudio del micromovimiento se llevó a cabo, mediante la observación de una marca realizada en la superficie de cada implante en la zona del cuello, sobre la que se realizaron diferentes imágenes fotográficas antes, durante y después de aplicar una carga de 50N.

La aplicación de la carga se llevó a cabo con una máquina servo hidráulica de ensayos mecánicos BIONIX 358 (MTS Sensor Technologie GmbH & Co. KG, Lüdenscheid, Alemania) con una célula de carga de 2,5 kN. La carga fue aplicada mediante una mordaza superior cilíndrica, que contiene un plano inferior, el de contacto con la muestra, con una inclinación de 6° respecto la horizontal, **FIGURA 24**. Todas las coronas fueron posicionadas en la misma orientación y con la misma dirección de aplicación de la carga (Meredith et al, 1996, Brizuela et al, 2015)

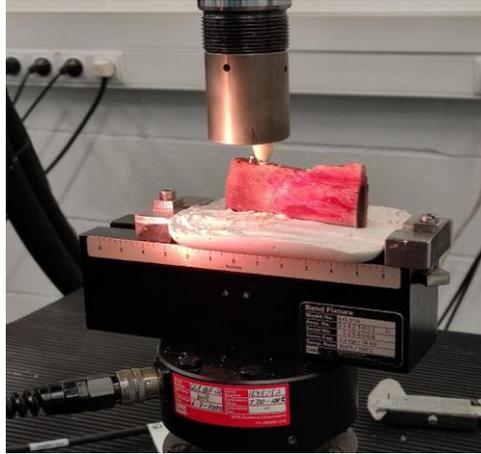


FIGURA 24. Vista de la aplicación de carga en la maquina servo hidráulica de ensayos mecánicos.

Por otro lado, cada implante metálico fue ensayado a compresión aplicando una fuerza creciente de 0 a 50 N a una velocidad de aplicación de carga de 1N/s, y una aplicación final constante de 50 N durante 10 segundos. Para poder evaluar el desplazamiento sufrido por la marca en la superficie del implante, se adquirieron imágenes a tiempo inicial con $F=0$ (inicial), a 50N y a 0N (descarga). Para ello, se utilizó el software AnalySISgetIT (Olympus, Tokio, Japón). Una vez obtenidas las imágenes, se calibró la distancia mediante la utilización de un patrón para microscopía óptica y se midieron los desplazamientos en X e Y (ejes ortogonales) mediante el software ImageJ (NIH). Se realizaron un total de 5 medidas para cada muestra. **FIGURA 25**

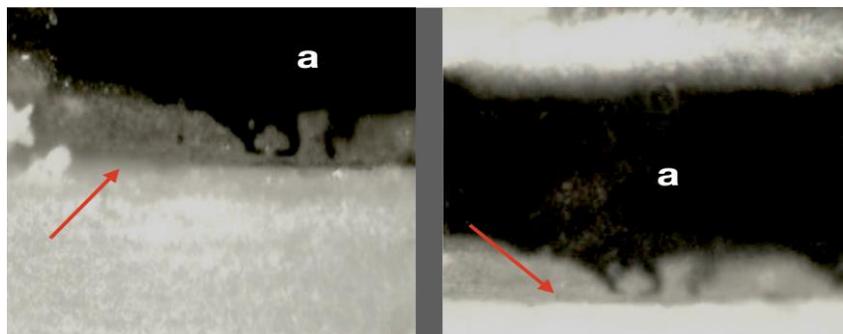


FIGURA 25. Detalle del análisis microscópico del ensayo de micromovimiento. La figura de la izquierda es el momento previo a la carga ($F=0$), la segunda durante la aplicación de los 50 N de carga ($F=1$). En ambas imágenes la "a" indica la marca de referencia realizada sobre el pilar y las flechas rojas la zona de transición entre el pilar protésico y el cuello pulido del implante.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La estadística descriptiva se resolvió con medidas de tendencia central y dispersión y una representación gráfica de diferentes diagramas. En la estadística analítica para la comparación de las diferentes variables, se llevó a cabo primero un test de Anderson Darling para comprobar su ajuste a la distribución normal y se constató que no seguían una distribución normal. Luego se aplicaron pruebas no paramétricas bien el test de Mann-Whitney o el de test Kruskal-Wallis según procedía. Asimismo, también se aplicó el test del coeficiente de correlación Pearson.

Nivel de significación p igual o menor de 0,05, intervalo de confianza del 95%. Todo el tratamiento estadístico se llevó a cabo con el programa/software Minitab Statistical 19 (Minitab, Pensilvania, EEUU).

5. RESULTADOS

5.1 Resultados de estudio piloto

TORQUE DE INSERCIÓN e ISQ. Las **FIGURAS 26 y 27** y las **TABLAS 4 y 5**, muestran los resultados para estas dos variables, para cada material del implante y resina con y sin cortical. Se constata que, en ambos bloques de resina, aunque los valores de torque e ISQ son mayores para los implantes de circonia, las diferencias no son significativas comparadas a titanio con la excepción del ISQ en el bloque sin cortical que se queda al borde de la significación ($p=0,058$). Por otro lado, este estudio piloto mostró que el implante de circonia tendía a la fractura cuando se superaban torques de 40Ncm, lo que conllevó la elección de un modelo de implante de conexión externa para el estudio principal.



FIGURA 26. Diagrama de barras comparando valores promedio de ISQ y torque de inserción de implantes de Ti y Zr en el bloque de resina sin cortical.



FIGURA 27. Diagrama de barras comparando valores promedio de ISQ y torque de inserción de implantes de Ti y Zr en el bloque de resina con cortical.

Con Cortical				
	TI	Circonia		
	Media (sd)(Ncm)	Media (sd)(Ncm)	Coef. de correlación de Pearson	p valor (T-Test)
Torque	26,65 (5,88)	40,35 (4,28)	-0,0722	0,00000013
ISQ Vestibular	75,15 (4,36)	80,85 (1,39)	0,0388	0,00001946
ISQ Distal	73,4 (5,09)	80,50 (1,99)	-0,3381	0,00004670

TABLA 4. Valores promedio y significación estadística del torque de inserción, ISQ de los implantes de titanio y circonia colocados en el bloque de resina con cortical

Sin Cortical				
	TI	Circonia		
	Media (sd)(Ncm)	Media (sd)(Ncm)	Coef. de correlación de Pearson	p valor (T-Test)
Torque	25,88 (2,42)	28,28 (3,03)	-0,1257	0,00754158
ISQ Vestibular	66,00 (2,83)	67,00 (1,61)	0,4674	0,05847562
ISQ Distal	66,76 (2,47)	68,52 (1,92)	0,2209	0,00409623

TABLA 5. Valores promedio y significación estadística del torque de inserción, ISQ y de los implantes de titanio y circonia colocados en el bloque de resina sin cortical.

CALOR GENERADO. La FIGURA 28 y la TABLA 6, muestran los resultados del calor generado en la colocación de los implantes, además de valores del torque de inserción, ISQ y de los implantes en el registro de esa variable.

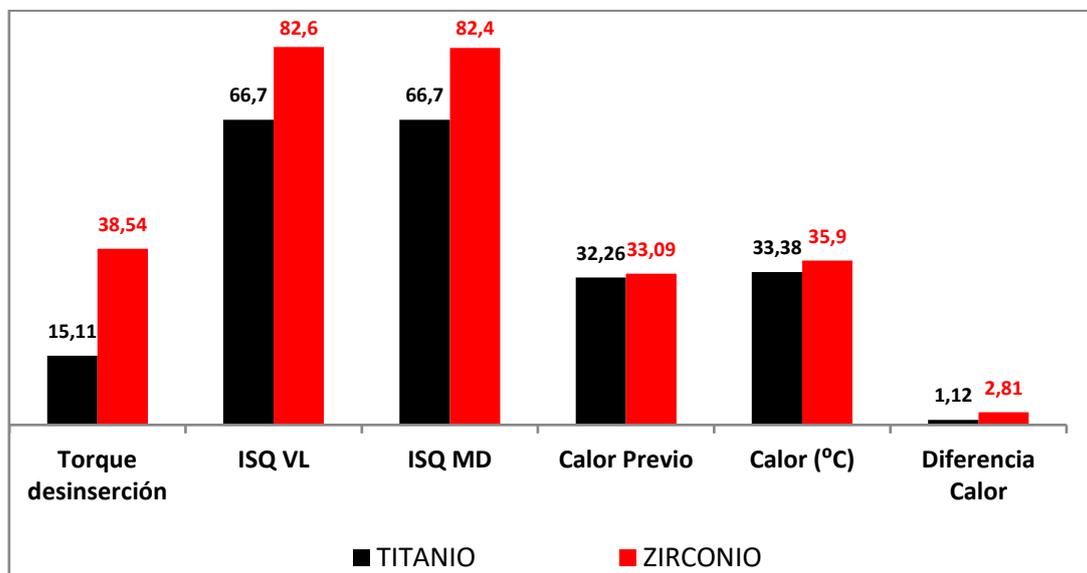


FIGURA 28. Diagrama de barras de los valores promedios de calor generado previo y final, torque de inserción y ISQ en la colocación de los implantes de titanio y circonia

	TI	Circonia	Coef. de correlación de Pearson	p valor (T-Test)
	Media (sd)(Ncm)	Media (sd)(Ncm)		
Torque	15,11 (5,38)	38,54 (6,04)	0,7883	0,00000002
ISQ Vestibular	66,70 (6,33)	82,60 (1,50)	0,3465	0,00002248
ISQ Distal	66,70 (6,37)	82,40 (1,36)	0,4325	0,00002200
Calor Inicial	32,26 (1,00)	33,09 (0,71)	0,5152	0,01995525
Calor final	33,38 (0,79)	35,90 (1,16)	0,6055	0,00001918

TABLA 6. Valores promedios de calor generado previo y final, torque de inserción, ISQ en la colocación de los implantes de titanio y circonia

Los implantes de circonia siguen presentando valores mayores en todas las variables (calor generado previo y final, torque de inserción e ISQ) con diferencias significativas comparado a titanio. A destacar, que la rugosidad superficial de la circonia (mecanizada) es menor que la del titanio (SLA - tratamiento de superficie mediante chorreado con partículas de alúmina y posterior ataque ácido), por lo que tendría menor coeficiente de fricción y por tanto, una tendencia a originar menor calor, lo cual no concuerda con lo resultados, lo que quizás podría ser debido a la diferente rigidez de ambos materiales. No obstante, ese aumento de calor en la circonia se encuentra, muy por debajo del umbral de daño irreversible óseo (>60° durante un minuto) (Albrektsson and Sennerby, 1991).

Quizás, la cámara termográfica empleada ha podido presentar errores a la hora de medición, por sus propias características y limitaciones. Luego para el ensayo principal, se optará por un método de medición de mayor precisión.

TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE DEL IMPLANTE. La **TABLA 7** muestra los datos del torque de inserción para los implantes con diferente tratamiento de superficie, colocados en el bloque de resina con cortical. Se constata que aquellos con superficie SLA presentan significativamente mayor torque de inserción comparados a los mecanizados o bien que la rugosidad superficial de los implantes influye significativamente en el torque de inserción.

	Media (sd)(Ncm)	p valor (T-Test)
Titanio mecanizado	29.04 (5.47)	0,001
Titanio SLA	38,62 (4,57)	

TABLA 7. Valores promedio y significación estadística del torque de inserción para implantes con superficie SLA y mecanizada en el modelo de resina de poliuretano con cortical

Estos resultados y conclusiones se tienen en cuenta en el ensayo principal, de tal manera que se compararán implantes de Ti y Zr, ambos mecanizados, para que las diferencias que se encuentren en torque sean debidas solo al material y no a las diferencias de rugosidad superficial.

5.2. Resultados del estudio principal

La **TABLA 8**, muestra la estadística descriptiva de las variables dependientes del estudio (media y SD), el resultado de la significación estadística de la diferencia entre variables al aplicar el test de Mann-Whitney y el coeficiente de correlación de Pearson entre las variables ISQ y micromovimiento.

Variable	Anderson-Darling Test for Normality	N	Ti	p-Value M-W	Zr
			Mean (SD)		Mean (SD)
Torque	AD = 1.69 $p < 0.005$	21	23 (7.029)	* 0.0483	21 29.05 (11.458)
ISQ	AD = 1.431 $p < 0.005$	21	62.095 (10.611)	* 0.0296	21 69.429 (6.630)
Micromov X	AD = 5.339 $p < 0.005$	21	93.5 (112.426)	0.3867	21 94.450 (152.761)
Pearson correlation coefficient			-0.673		-0.007
ISQ-micromov					

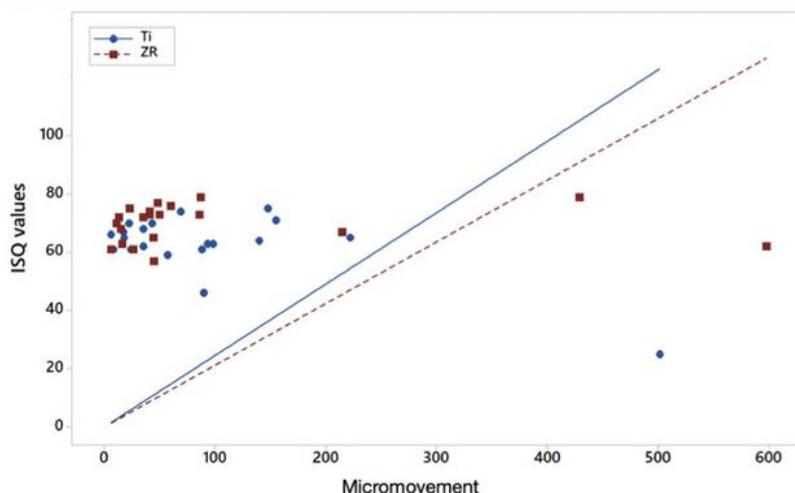
TABLA 8. Estadística descriptiva de las variables dependientes analizadas y significación estadística entre variables independientes

Respecto al torque de inserción, se puede apreciar un valor mayor de la media en el grupo de los implantes de Zr (29.90 Ncm), cuando se les compara con los implantes de Ti (23 Ncm). Esta diferencia resultó ser estadísticamente significativa $p < 0,05$ ($P=0.0483$).

En lo que respecta al análisis de frecuencia de resonancia, de nuevo, el promedio de los valores ISQ fue mayor para los implantes de Zr comparado a los de Ti (69.429 frente a 62.095 respectivamente), siendo también las diferencias estadísticamente significativas $p < 0,05$ ($P=0.0296$).

Sin embargo, cuando se comparan las medias de micromovimiento sufrido por los implantes ante la aplicación de carga a $F=1$ (50N), en el eje ortogonal X, sus valores apenas llegan a una diferencia de una micra (93.5 del Ti y 94.450 del Zr) y no son estadísticamente significativas ($P=.3867$) conforme al test de Mann-Whitney.

Respecto a la correlación entre ISQ y micromovimiento, se puede considerar que para ambos tipos de implantes testados (Zr y Ti), tienen una relación lineal inversa entre ambas variables, de manera que cabe esperar que a mayor ISQ menor micromovimiento. No obstante, el grado de correlación es mayor para el Ti (-0.673) y débil para el Zr (-0.007). **GRÁFICA 1**



GRÁFICA 1. Gráfico de dispersión de valores ISQ frente a micromovimientos (μm) para implantes de titanio y zirconio.

A continuación, se muestran los resultados de calentamiento de los tejidos del lecho óseo adyacente a los implantes, provocado por la inserción de éstos y analizados en función del material de fabricación, Ti y Zr, respectivamente. En la **TABLA 9** se muestran todos los resultados de calentamiento obtenidos, que se han expresado en $^{\circ}\text{C}$ y son el resultado de la diferencia de temperatura (ΔT) de los tejidos antes y después de la inserción de los implantes.

	Ti	Circonia		
	Media (sd)(Ncm)	Media (sd)(Ncm)	Coef. de correlación de Pearson	p valor (T-Test)
Calor	0,767 (0,413)	0,629 (0,341)	0,2300	0,20632933

TABLA 9. Estadística descriptiva e inferencial del registro de calor

El análisis de los valores presentes en la **Tabla 9** muestran una gran dispersión de resultados, con valores de desviación estándar superiores al 50% del valor promedio de calentamiento de los tejidos por la inserción del implante, independientemente del grupo de muestras de estudio.

No obstante, el análisis comparativo entre los valores promedio de ambos grupos evaluados mostraría un nivel máximo de calentamiento ligeramente inferior para los implantes fabricados en Zr respecto a los implantes fabricados en Ti, con un valor promedio de 0.767 (sd 0.413) y 0.629 (sd 0.341), respectivamente, por lo que no se encuentran diferencias significativas.

La realización del test de normalidad no ha permitido observar una distribución normal de resultados en ninguna de las dos poblaciones de datos **FIGURA 29 y 29.1**, razón por la cual se ha procedido a la utilización de un test estadístico “no paramétrico” tipo Kruskal-Wallis para la evaluar la existencia o no, de diferencias estadísticamente significativas de calentamiento entre ambos grupos de muestras evaluadas.

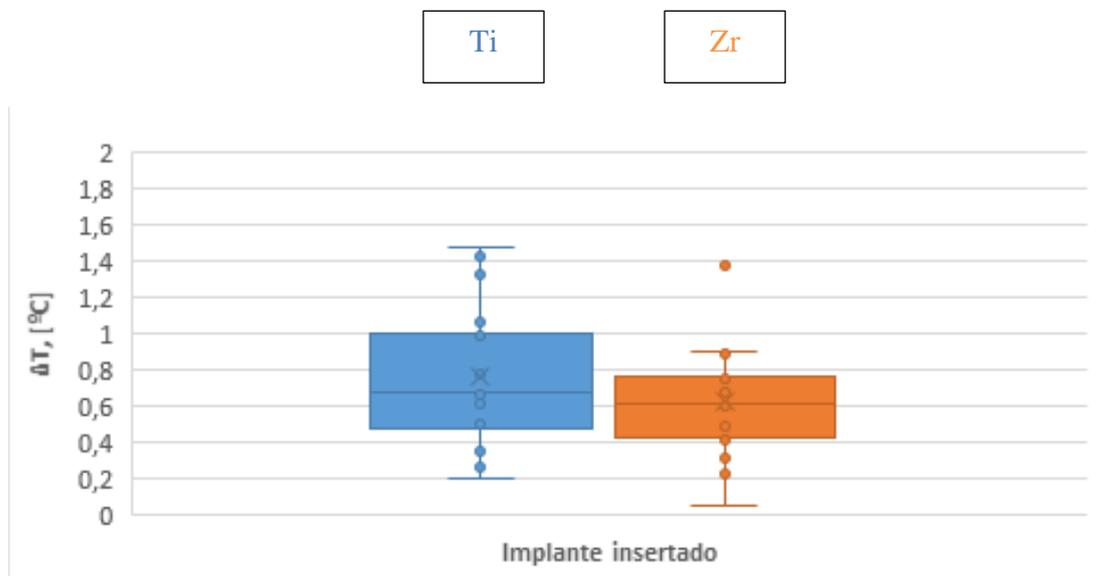


Figura 29: Gráfica de cajas “Boxplot” de ambas poblaciones de resultados.

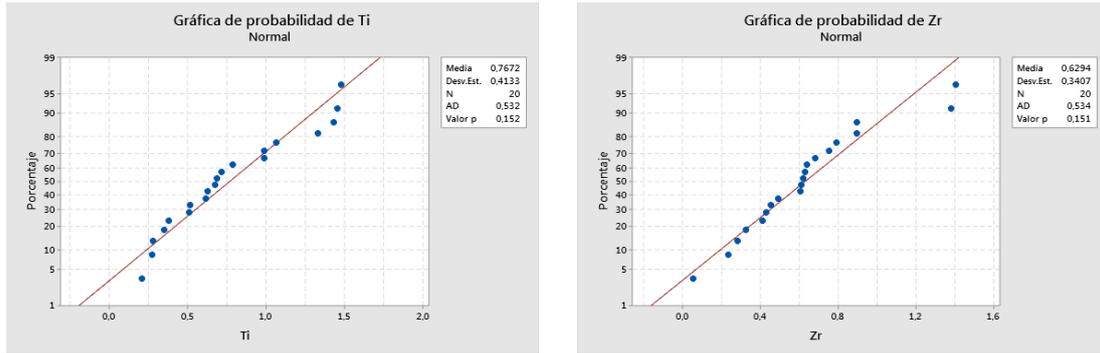


Figura 29.1: Gráficas resultantes del test de normalidad efectuado sobre ambos grupos de datos.

6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Discusión de los Resultados

El presente estudio experimental in vitro, ha tenido como objetivo establecer las diferencias en la estabilidad primaria entre dos implantes de diferente material (Ti y Zr), en relación con variables dependientes como el torque de inserción, el análisis de frecuencia de resonancia mediante el ISQ, el micromovimiento y el calor generado en el momento de su colocación.

Los dos implantes a evaluación, que constituían las variables independientes, estuvieron fabricados en Ti y Zr, materiales de módulo de Young muy dispar (110 y 200 GPa respectivamente) (Hanawa, 2020). No obstante, como se ha indicado en material y metodología, sus diseños y dimensiones eran idénticos, e incluso se ha tenido la precaución de prescindir de modificaciones de la rugosidad de superficie, de manera que ésta fue mecanizada en ambos, por lo que su rugosidad ha dependido, por tanto, únicamente de la morfología del instrumento fresador. En el tercer estudio piloto, en el cual realizamos una modificación de la conexión de los implantes, en las mediciones de IT e ISQ, no encontramos diferencias estadísticamente significativas, por lo que nos hace sospechar que las superficies de los implantes no eran idénticas. Esto mismo lo corroboramos con microscopía, apreciando una superficie rugosa en los implantes de Ti y una superficie mecanizada en los implantes de Zr. Esta precaución era importante tenerla en consideración, para no crear una variable de confusión, puesto que diversos estudios han aportado resultados acerca de que las superficies más rugosas generan un coeficiente de fricción mayor durante la inserción del implante y tienden a generar mayores torques de inserción (Elias et al, 2012; Dos Santos et al, 2011). Elias (et al, 2012) en su estudio, colocaba 255 implantes con tres diseños, cuatro tamaños y tres topografías de superficie en distinto hueso de costilla de cerdo, PTFE (politetrafluoroetileno) y poliuretano. Se encontró que todos los parámetros (forma, tamaño y morfología de la superficie del implante, técnica quirúrgica y tipo de sustrato) tienen una influencia significativa, concluyendo por ello, que los tratamientos de las superficies mejoran la estabilidad primaria.

6.1 Justificación de método y muestra empleada

Para tal fin, hemos empleado 2 modelos de estudio diferentes. Un modelo inicial de ensayo piloto sobre bloques de resina de poliuretano, común en estudios de diseño y objetivos similares (Arauso et al, 2020) y como modelo previo a uno definitivo en hueso de costilla de vaca, también referenciado en la literatura (Trisi et al, 2010; Pagliani et al, 2013, Brizuela-Velasco et al, 2015; Santamaría-Arrieta et al, 2016; Di Stefano et al, 2019) para intentar reproducir las condiciones del proceso alveolar maxilar. Las ventajas aportadas por los estudios piloto, es que han sido capaces de establecer un diseño del estudio experimental principal más eficaz, puesto que:

- ✓ Permitió detectar complicaciones mecánicas, como la tendencia a la fractura de implantes de conexión interna en los fabricados en Zr.
- ✓ Estableció dudas sobre alguno de los procedimientos de medición aplicados de inicio, como el uso de cámaras térmicas para la medición del calor ficcional producido en la inserción de los implantes.
- ✓ Determinó la eliminación de covariables independientes o variables de confusión, como la relación entre la mayor rugosidad superficial y la tendencia un mayor torque de inserción, como resultado de un incremento del coeficiente de fricción.

El cambio de modelo de soporte desde una resina que simula las condiciones del hueso a un modelo de costilla de vaca, se decidió obviamente para poder contar con unos resultados más fácilmente extrapolables a los maxilares humanos. No obstante, la costilla de origen bovino presenta un cambio muy importante desde su inserción más medial en el esternón (con presencia de cortical fina de 1-2mm. y resto trabecular y con una anchura media de 10mm.) hasta las porciones más distales (en las que la anchura se ve considerablemente reducida hasta los 5-6mm. de media, con una presencia de mayor grosor de cortical en todo su contorno y muy especialmente en lo que podríamos considerar la parte coronal). Estos cambios en la morfología de la costilla, fueron los que determinaron que sólo se colocaran dos implantes por

costilla, uno de cada material, para poder obtener unos resultados relativamente homogéneos entre ambos. Esta metodología está en relación con otros trabajos publicados anteriormente (Pagliani et al, 2013; Brizuela-Velasco et al, 2015; Di Stefano et al, 2019).

El protocolo de conservación aplicado, corresponde al desarrollado por Tricio (et al, 1995). En el momento de la recepción de las costillas, fueron inmediatamente sumergidas en etanol/solución salina al 50%. Este procedimiento tiene como objetivo minimizar los cambios en las propiedades mecánicas del hueso, ya que parece que consigue una disminución de menos del 2% en el módulo de Young del tejido óseo hasta 90 días. Debido a que las muestras de hueso conservadas en solución de etanol tienden a perder agua, aunque de manera residual, las muestras se dejaron en remojo en solución salina isoosmótica durante 12 horas antes de la prueba, estando refrigeradas durante este periodo. Posteriormente, las muestras de huesos se dejaron reposar a temperatura ambiente durante 3 horas. Durante este período y en los períodos de medición posteriores, las muestras se envolvieron con una gasa empapada en solución salina para mantener la hidratación. En general, se puede considerar que el tratamiento de conservación de las costillas fue correcto, si se tiene en cuenta que en todos y cada uno de los test de carga/micromovimiento, sobre cada uno de los 42 implantes de la muestra, se produjo una respuesta elástica del tejido, es decir, al retirar la carga aplicada en el ensayo el implante volvía a la posición cero de partida. Sin embargo, autores como Sumer (et al, 2011), en su estudio una vez descongelada la muestra, la calentaba colocándola sobre baño de agua a la temperatura corporal (37° C), para conseguir así una mayor similitud al hueso humano. Otros autores, sin embargo, no se plantean la necesidad de calentamiento para reducir ese posible sesgo (Zipprich et al, 2019; Tricio et al, 1995).

Finalmente, tal y como se ha explicado en material y metodología, se tuvo la precaución de encofrar cada costilla en un bloque de escayola tipo snow White plaster nº 2 de Kerr (Kerr, Orange County, California, EEUU), antes de proceder a la medición del micromovimiento en la máquina de fluencia de

carga. Este procedimiento, es realizado también por Pagliani (et al, 2013), en un estudio que medía el desplazamiento lateral de los implantes ante la aplicación de carga. El objetivo de este procedimiento, era minimizar posibles dificultades o falta de exactitud a la hora de fijar las costillas de la muestra sobre la mordaza inferior de la máquina servo hidráulica. No obstante, otros autores con una metodología muy parecida a la nuestra, no consideraron tener en cuenta esta precaución (Brizuela-Velasco et al, 2015).

Por otro lado, aunque en la introducción se han descrito todos los factores relativos al implante que pudieran estar implicados e influir sobre la estabilidad implantaria primaria, ya sea medida mediante torque o ISQ, el tipo de conexión externa o interna, no parece ser uno de ellos. En general si parece asumido que, un implante de conexión externa tiene una mayor tendencia a padecer pérdida de precarga de los tornillos de la prótesis y por tanto a sufrir pérdida de retención, que un implante de conexión interna (Arismendi-Echevarría et al, 2016). Incluso en la literatura se pueden encontrar estudios de diseño in vitro, cuyos resultados muestran que a torques elevados (superiores a 60Ncm) es más previsible la deformación plástica de una conexión externa que de una interna (Bambini et al, 2005; Teixeira et al, 2015). Pese a las deficiencias mecánicas de los implantes de conexión externa explicadas, no se ha encontrado en la revisión de la literatura efectuada, pruebas de que influya sobre la estabilidad primaria.

Respecto a este asunto, una de las conclusiones que aportan los resultados de los estudios piloto y el principal realizado, es, no obstante, que un implante de conexión interna de Zr pudiera ser relativamente sensible a la fractura durante la aplicación de torques de inserción altos (superiores a 40Ncm). Este hecho tiene su explicación mecánica, si se tiene en consideración que el Zr es un material de alto rendimiento mecánico ante la aplicación de fuerzas axiales, por ejemplo, de compresión, pero mucho menos ante la aplicación de fuerzas no axiales o fuerzas de cizallamiento. Esta circunstancia debería ser tomada en cuenta por la Industria, especialmente cuando platee la comercialización de implantes de conexión interna de Zr, ya

que nuestro estudio muestra que tienen mayor tendencia al torque y especialmente si lo combinan con otros aspectos relativos al diseño (espiras triangulares), tamaño (diámetros estrechos) o consejos sobre modificaciones de los protocolos quirúrgicos convencionales (infrarfresados u osteótomos).

Finalmente, respecto al cálculo del tamaño muestral, del estudio principal (n= 42), nos hemos basado en estudios de diseño y objetivos similares encontrados en la literatura (Pagliani et al, 2013; Brizuela-Velasco et al, 2015). Pagliani (et al, 2013), coloca 30 implantes en costillas de hueso bovino, (n= 30) para estudiar la relación del AFR y el desplazamiento lateral del implante. Brizuela-Velasco (et al, 2015), utiliza una metodología diferente a la Pagliani, muy semejante a la aplicada en nuestro estudio, insertando 24 implantes en 12 costillas, (n= 24). Por ello, nuestro estudio sigue las mismas directrices que los autores mencionados, con mismo método y muestra de tamaño similar (n= 42).

No obstante, es preciso reconocer las altas sd encontradas en algunas de las variables dependientes, especialmente en el micromovimiento. Este hecho, se explica por la falta de homogeneidad de las condiciones de densidad y presencia de cortical del hueso de soporte en las costillas empleadas, pese a las precauciones observadas y descritas anteriormente.

Finalmente, en el análisis del micromovimiento de los implantes ante la aplicación de carga, se decidió, a diferencia de lo aplicado por Brizuela-Velasco (et al, 2015), analizar exclusivamente el desplazamiento provocado en el Eje Cartesiano X y no en el Y. La decisión fue tomada a efectos de simplificar el modelo, pero especialmente teniendo en cuenta que, de los dos ejes resultantes de movimiento, el eje X es el que se correlaciona clínicamente con el tipo de desplazamiento lateral que expresa la medición de la AFR (Pagliani et al, 2013), pero también tomando en consideración multitud de estudios de elementos finitos, en los que de manera prácticamente unánime, se observa que las tensiones transferidas al hueso de soporte se producen exclusivamente en el hueso de soporte coronal, dejando libre de carga los 2/3 apicales (Oliveira et al, 2020; Martín-Fernández et al, 2018; Álvarez-Arenal et al, 2017, Brizuela-Velasco et al, 2017; Pérez-Pevida et al, 2016; Álvarez-Arenal et al, 2014).

6.2 Estabilidad primaria: torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia

En la actualidad, en la literatura científica disponible, no hemos encontrado estudios en los que se comparen los valores de estabilidad mediante IT y AFR entre implantes de Zr y Ti, a excepción del trabajo de Ibrahim (et al, 2020). En dicho estudio, utilizó un modelo de ensayo experimental in vitro semejante al nuestro, realizado en su caso, en bloques de resina de poliuretano. Para ello, hacen uso de 5 implantes con diferencias a nivel de macro y microdiseño, colocados en bloques con distintas densidades para medir así la estabilidad primaria de esos implantes. Los resultados indicaron una diferencia significativa en los implantes de circonia junto a los implantes bone leve en todos los tipos de defectos y densidad ósea ($p < 0,0500$). También se encontró una correlación significativa muy fuerte entre el ISQ y los valores de torque de inserción para implantes con corte de rosca (rho de Spearman 0.8655, $p < 0.0001$) o sin corte de rosca (rho de Spearman 0.8155, $p < 0.0001$). Al igual que ocurre en el nuestro, el Zr obtiene unos valores de ISQ y de IT superiores al Ti. El AFR y el IT pueden proporcionar un enfoque objetivo para medir la estabilidad primaria inicial. El análisis de frecuencia de resonancia, puede detectar cambios en el micromovimiento que pueden estar asociados con un aumento o disminución del grado de estabilidad. Por esta razón, el análisis de frecuencia de resonancia se ha utilizado ampliamente en estudios in vitro para comparar diferentes diseños de implantes. No obstante, en dicho estudio, no existe homogeneidad en las características y diseños de los implantes que comparan, lo cual podría constituir una covariable que debería ser considerada (Ibrahim et al, 2020).

Sin embargo, en la literatura sí se pueden encontrar estudios, especialmente en modelo animal, que comparan los dos tipos de implantes que hemos evaluado (Ti y Zr). La variable dependiente que comúnmente analizan, es el porcentaje de contacto hueso implante o BIC. En ese sentido, Dubruille (et al, 1999), en un análisis histomorfométrico para el análisis de la interfase hueso implante (BIC), compara 3 tipos de implantes con mismas características

pero de distinto material, observando a nivel macroscópico mejores resultados de osteoaptación (concepto referido sólo a la interfaz, donde existe un contacto físico entre implante y hueso) en los implantes de Zr. Estos resultados están en concordancia con otros estudios de diseño y objetivos similares. Stadlinger (et al, 2010) en su estudio in vivo en mandíbula de cerdo, comparó la osteointegración con el parámetro BIC y la densidad relativa del volumen periimplantario, a las 4 semanas de la colocación de implantes de Zr con superficie arenada, sumergidos, no sumergidos e implantes de Ti sumergidos con superficie arenada y grabada. Los implantes de Zr sumergidos y los de Ti, obtienen un BIC del 53%. Sin embargo, los implantes de Zr no sumergidos obtuvieron un BIC menor del 48%. Los valores más altos de densidad relativa del volumen periimplantario, se encontraron para la circonia sumergida (80%), seguida de titanio (74%) y circonia no sumergida (63%). Los resultados sugieren que los implantes de circonia y titanio sumergidos se osteointegran de manera comparable, dentro del período de curación estudiado. Otros autores como Lee (et al, 2012), con el objetivo de evaluar los efectos de la superficie de implantes de Zr modificado con proteínas morfogenéticas óseas humanas recombinantes, emplea implantes de Zr y como control Ti sin tratamiento. Este autor también concluye que los implantes de Zr con superficie modificada, obtienen una osteoingración similar a los implantes de Ti. Siguiendo esta misma línea, Koch (et al, 2010) colocó 48 implantes en mandíbulas de perros, divididos a su vez en 4 grupos, Zr sin recubrimiento, Zr recubierto por una capa de óxido de Ti liberadora de calcio (Ca), PEEK y el grupo control, Ti. Uno de sus objetivos en común con el resto de los estudios era, observar el contacto implante hueso (BIC). El implante de Zr obtuvo un porcentaje mayor de BIC, 59,2%, seguido del Zr con recubrimiento 58,34%, PEEK 26,8% y 41,2 % para el Ti. En general, todos estos estudios comparten como recomendación la necesidad de ensayos clínicos a largo plazo bien diseñados, para mostrar los resultados óseos periimplantarios y el rendimiento clínico de los implantes Zr. Ambos tipos de materiales de implantes, mostraron una integración ósea similar desde un punto de vista histomorfométrico y no es sólo la rugosidad cuantitativa de la superficie, sino también los procesos de fabricación que

generan topografías superficiales microrrugosas, parecen ser factores importantes para el proceso de integración ósea de implantes de circonia. Los resultados evaluados están de acuerdo con revisiones sistemáticas publicadas previamente, que informaron valores medios similares de BIC para estos implantes. Por lo tanto, es posible que los resultados obtenidos, no solo se basen en las características del material (el titanio en comparación con la circonia), sino también en el protocolo de estudio individual y las especies animales (Pieralli et al, 2018). Además, las diferencias significativas entre ambos materiales también se atribuyeron a la rugosidad de la superficie y no a las características del material (Gahlert et al, 2007).

También es posible encontrar en la literatura, estudios clínicos que comparan los dos tipos de implantes. De nuevo, no se evalúan las posibles diferencias en la estabilidad primaria y se tiene en cuenta especialmente la supervivencia durante el periodo de seguimiento. Roehling (et al, 2018), realiza un metaanálisis del comportamiento de implantes de Zr a nivel clínico. Los clasifica en implantes no comercializados y comercializados y a su vez en implantes de Zr en una o dos piezas. Entre los estudios de implantes no comercializados menciona el estudio de Payer (et al, 2014), que compara estos últimos, con implantes de titanio de 2 piezas cargadas con coronas cementada. Tras un periodo de 30 meses, se registraron tasas de supervivencia del 93,3% y el 100%, respectivamente. Al contrario, Osman (et al, 2014), retenía dentaduras híbridas removibles en 73 implantes de circonia de 1 pieza y 56 implantes de titanio en 24 en pacientes desdentados. Después de 16 meses de su colocación, se registraron tasas de supervivencia del 82,1% para el titanio y del 71,2% para la circonia, apreciándose en estos últimos una disminución considerable en la tasa de supervivencia. Roehling (et al, 2018), concluye que los implantes no comercializados obtienen una tasa de supervivencia al año del 91,15%, sin embargo, en los implantes de Zr comercializados la tasa de supervivencia sufría menos variaciones, y nos encontrábamos con tasas del 98% al año de la colocación. En estudios clínicos con seguimiento a 5 años, Grassi (et al, 2015) ensayó implantes de Zr monobloque. En su estudio, nos habla de la inserción del implante con un torque de 40Ncm frente a nuestro

estudio, en el cual la media fue de 29Ncm en hueso tipo III. Ellos refieren la necesidad de ese torque para conseguir una estabilidad primaria adecuada en alveolos postextracción. Grassi (et al, 2015) al año también observa una tasa de supervivencia del 96,8%, encontrando a los 6 años una tasa de supervivencia global mantenida.

Por otro lado, aunque el parámetro de fractura no ha sido objeto de nuestro estudio, cabe mencionar, como hemos apuntado anteriormente, el alto índice de fractura que los implantes de Zr han sufrido en los estudios piloto. Debido a que el diseño de los implantes ha sido de 2 piezas, estudios como Preis (et al, 2016), compara el comportamiento y la resistencia a la fractura de los implantes de circonia de una y dos piezas, concluyendo que los éstos últimos tenían tasas de fractura mayores y una menor resistencia a la fractura que los implantes de una sola pieza.

6.3 Micromovimiento

Pese a los mayores valores de IT (Ncm) y RFA (ISQ) de los implantes de Zr, en lo que respecta al micromovimiento, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas con los de Ti. En un trabajo publicado por nuestro propio grupo de investigación en el 2015, con un diseño similar al actual, encontrábamos una relación lineal inversa entre los valores ISQ y el micromovimiento de los implantes, en este caso de titanio (Brizuela-Velasco et al, 2015). Sus resultados eran en ese aspecto, muy similares a los encontrados en este estudio, en el que hemos hallado de nuevo una correlación fuerte entre ISQ y Micromovimiento de los implantes de Ti (Coeficiente de Pearson de -0.673 y -0.86 del trabajo de 2015). Estos resultados concuerdan con autores como Pagliani ó Trisi donde también aplicaban diseños similares (Trisi et al, 2010; Pagliani et al, 2013).

Aunque el torque de inserción y el RFA, medidos como ISQ, son dos indicadores de la estabilidad del implante, no miden ni reflejan exactamente las mismas condiciones mecánicas. El torque de inserción, mide la resistencia mecánica de fricción del lecho óseo al avance apical del implante, girando alrededor de su eje longitudinal, mientras que el ISQ se basa en la rigidez del contacto del implante con su lecho y por lo tanto, su resistencia al desplazamiento lateral. Aún teniendo en cuentas estas diferencias, en este estudio, se encuentra una relación directamente proporcional y significativa entre el torque de inserción y los valores de ISQ. Por todo esto, generar más torque, aumentaría también el ISQ proporcionando una mayor estabilidad primaria, como muestra Sennerby y Roos (1998) en su estudio, donde encuentran una relación significativa entre las 2 variables. Sin embargo, con relación al Zr, la relación lineal inversa entre ISQ - Micromovimiento es débil en relación al coeficiente de Pearson, -0.007. Esta correlación puede deberse a las propias propiedades elásticas del Zr. Es preciso considerar que el RFA está en relación con la masa y las propiedades elásticas del material que analiza. La diferencia entre la masa de un implante de Zr y uno de Ti, es insignificante debido al volumen del propio implante, pero su módulo de Young es

prácticamente el doble. En definitiva, nuestros resultados permiten sospechar que los implantes de Zr tenderán a aportar valores ISQ más altos, y no estarán completamente relacionados con la rigidez del hueso de soporte, sino con su propia rigidez intrínseca.

El interés clínico de los resultados de nuestro estudio, es que permite lanzar el consejo de que es preciso ser cauto a la hora de aplicar protocolos para los implantes de Zr, que están basados en los estudios de estabilidad primaria realizados sobre el Ti. Acudiendo a las medias de IT e ISQ de los implantes de Zr (29.9 y 69.4), estarían muy cerca de los valores de 30 Ncm y 70 ISQ que aconsejan los estudios clínicos para poder realizar con seguridad un protocolo de carga inmediata, pero según nuestro estudio, para el Zr, el micromovimiento asociado podría presentar valores no adecuados para la consecución de la osteointegración.

6.4 Calor friccional

Erikson y Albrektsson (1984) demostraron, que, a temperaturas superiores de 47° C durante más de un minuto, se producía necrosis ósea. Tanto en el fresado como en la colocación del implante, se produce calor pudiéndose generar lesiones óseas. En estudios recientes como el de Trisi (et al, 2015), calentaban el lecho fresado a distintas temperaturas observando así el efecto que producía ese calentamiento en el contacto hueso implante (BIC). El calentamiento a 60° C durante un minuto, no generaba el fallo del implante, pero sí mostraba diferencias significativas en el contacto hueso implante respecto al resto de temperaturas comparadas < 60° C.

Teniendo en cuenta lo anterior, este estudio tuvo dentro de sus objetivos comparar el calor generado entre implantes de Zr y Ti.

Para su medición, nos basamos en estudios como el de Gurdán (et al, 2017), aunque su objetivo es distinto al nuestro, emplearon el mismo método. Confeccionan una sonda termopar Cu/Ni conectados a un termómetro digital y a una herramienta de registro de datos.

En nuestro estudio, en relación a los datos recogidos en el momento de inserción del implante, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre ambos. El análisis comparativo entre los valores promedio de ambos grupos evaluados, mostraría un nivel máximo de calentamiento ligeramente inferior para los implantes fabricados en Zr respecto a los implantes fabricados en Ti, con un valor promedio de 0.629 (sd 0.341) y 0.767 (sd 0.413) respectivamente. El calor generado en el momento de la colocación de ambos tipos de implantes, no alcanzaban temperaturas capaces de lesionar el tejido óseo. No obstante, en la literatura encontramos estudios como el de Zipprich (et al, 2019), en el cual, encuentra un aumento significativo de la temperatura en los implantes de Zr respecto a los de Ti. Este autor, asume que en el momento de colocación del implante puede existir un mayor riesgo de sobrecalentamiento con Zr que con Ti, debido a sus diferentes conductividades térmicas. Este hecho, puede conducir a un mayor daño o destrucción del hueso

directamente sobre la superficie del implante pudiendo producir un fallo en la osteointegración. Para ello, emplean la misma metodología, costillas de hueso bovino insertando en ellas 2 tipos de implantes con idéntico macrodiseño, Zr y Ti, con 3 superficies diferentes para cada implante. Para el registro de la temperatura hacen uso de una cámara infrarroja. Como ya hemos mencionado, el grupo de los implantes de cerámica generaba mayor calor que los implantes de Ti, siendo la temperatura máxima alcanzada 19°C frente a 9°C. Ambas temperaturas se encuentran muy por debajo del daño a nivel óseo (Eriksson y Albrektsson, 1984). Aún así, finaliza lanzando una recomendación a la hora de colocar este tipo de implantes y es el empleo de bajas revoluciones para evitar lesiones óseas.

En la literatura, no hemos podido encontrar más estudios que el descrito por Zipprich, con objetivos similares al nuestro. Otros autores no comparan implantes, pero sí analizan el calor generado en el fresado, empleando fresas del mismo material evaluado por nosotros, Zr y Ti, como los trabajos de Sumer (Sumer et al, 2011) y Scarano (et al, 2020). El primero, registra la temperatura con un termopar K sobre fémur de origen bovino. Mide 3 tipos de profundidades en el momento del fresado, a 3, 6 y 9mm y observan que sólo encuentran diferencias estadísticamente significativas en los 3 primeros milímetros de fresado, por lo que nos hace reflexionar, que este aumento de calor se debe a esos 2mm de cortical más, que a la diferencia del material de las fresas. Los implantes se colocan en un hueso con una densidad según la clasificación de Lekholm y Zarb (1985) tipo III, con una densidad ósea menos marcada. Sin embargo, en nuestro primer estudio piloto, donde realizábamos mediciones en bloques de resina de poliuretano con o sin cortical concluíamos cómo influía ese milímetro de cortical en los valores de torque de inserción y en el coeficiente de estabilidad, por lo que todo ello, nos llevó a generar un segundo estudio para dar respuesta a esta cuestión. En el segundo estudio, siguiendo el modelo de Sumer, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos materiales, siendo incluso ligeramente inferiores para el Zr. Estos resultados podrían equipararse a

nuestro estudio, en el cual, el Zr obtiene valores ligeramente inferiores al Ti (Scarano, et al, 2020).

Es preciso reconocer que encontramos una ausencia importante en la literatura en relación al calor generado con este material y su repercusión a nivel periimplantario. Por ello, vemos necesario continuar con esta línea de investigación futura, para poder actuar bajo unos protocolos quirúrgicos y clínicos basada en una evidencia científica.

6.5 Sobre las limitaciones de este proyecto de Tesis Doctoral

Una de las primeras limitaciones que nos encontramos a la hora de iniciar el estudio, fue las fracturas en los cuellos de los implantes de Zr de conexión interna. Ya encontramos en la literatura estudios como el de Roehling (et al, 2016), donde de los 36 implantes no comercializados de Zr que sufrieron fallo mecánico, el 50% fueron por fractura a nivel del cuello del implante, asociándose claramente una disminución del diámetro. Por otro lado, procedimientos de superficie no controlados, como el arenado convencional o procesos de mecanizado, pueden provocar microfisuras en la superficie de estos implantes, reduciéndose así, la resistencia a la fractura (Roehlin et al, 2018). Estudios como el de Preis (et al, 2016), compara el comportamiento y la resistencia a la fractura de los implantes de circonia de una y dos piezas, concluyendo que éstos últimos, tenían tasas de fractura mayores y una menor resistencia a la fractura que los implantes de una sola pieza. Para solventar dicha limitación, se decidió continuar la investigación con implantes de conexión mediante hexágono externo.

Por otro lado, en el primer estudio piloto ya encontrábamos diferencias estadísticamente significativas entre los bloques con y sin cortical, encontrando una media de torque en los implantes de Zr de 28Ncm y con 1mm de cortical, 40Ncm. Existe una correlación entre los parámetros de densidad ósea y los parámetros de estabilidad primaria, en este caso, tanto el IT como la ISQ (Turkyilmaz et al, 2007). Teniendo todo esto en consideración, diseñamos un modelo definitivo in vitro lo más próximo a un modelo humano, optando por el uso de costilla de vaca. Una de las limitaciones más importantes encontradas, fue la falta de homogeneidad en la muestra, teniendo que seleccionar minuciosamente la zona con mayor similitud a el hueso deseado, en nuestro caso, hueso tipo III (Lekhlom y Zarb, 1985). Di Stefano (et al, 2019) también nos habla de esa ausencia de regularidad, aún así, concluye que esas discrepancias no ponen en riesgo la fiabilidad del estudio.

Discusión de los Resultados

En esta investigación las cargas aplicadas fueron cargas estáticas de 50N, con una angulación de 6° respecto al plano oclusal, conforme a los trabajos de Watanabe (et al, 2005). Es evidente, que este tipo de carga no reproduce la complejidad de las fuerzas normales de masticación para los dientes empleados en el estudio, segundos premolares inferiores, ya que son fuerzas complejas en intensidad, dirección y dinamicidad. Por ello, no es posible determinar con exactitud, las distintas direcciones de las fuerzas que se van a ejercer en dichos dientes. El principal motivo de llevar a cabo una carga estática y no cargas cíclicas, fue porque para poder realizar la captura de la foto con el micromovimiento resultante con el microscopio, se necesitaba un tiempo mayor a las décimas de segundo que dura el contacto de los dientes durante la actividad masticatoria normal.

Por último, cabe destacar la limitación que nos encontramos de disponibilidad de literatura de ausencia de estudios a nivel *in vitro* de objetivos similares, teniendo que recurrir en la discusión a estudios *in vivo* o estudios clínicos con mismos objetivos, pero distinta metodología, siendo éstos también bastante escasos.

6.6 Implicaciones clínicas y recomendaciones futuras

Como ya hemos mencionado en el apartado anterior, la ausencia en la literatura de estudios a largo plazo, nos lleva a continuar con esta línea de investigación para poder establecer un protocolo, tanto quirúrgico como clínico en el uso del Zr como implante. Los resultados de este proyecto muestran diferencias significativas en dos de los parámetros medidos, torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia, aumentando ambos con la rigidez del material, en este caso, circonia. Tanto éste, como otros nuevos materiales aloplásticos, debieran de tener cada uno su propio protocolo en función de las características del propio material, ya que poseen propiedades diferentes y por lo tanto, es previsible un comportamiento distinto.

Tomando en consideración esta recomendación, es evidente que son precisos estudios clínicos que recojan los valores de estabilidad IT y AFR, cruzando diversas variables, como el tiempo de carga, ferulización protésica, etc... que conduzcan a una suma de evidencia que permita crear un protocolo específico para el Zr.

7. CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos y los objetivos planteados, además de tener en cuenta las limitaciones de este tipo de estudios, se pueden deducir las siguientes conclusiones:

1. Se encuentran diferencias estadísticamente significativas en los parámetros de torque de inserción y de coeficiente de estabilidad primaria, entre los implantes de Ti y de Zr, obteniendo este último valores superiores de media.
2. Con relación al micromovimiento, no existen diferencias estadísticamente significativas entre grupos, en el valor de la media de los micromovimientos de los implantes de Ti y Zr ante la aplicación de una carga de 50N.
3. Existe correlación entre los valores de estabilidad ISQ del Ti y el micromovimiento, siendo esta correlación inversamente lineal. No se puede considerar esa misma correlación para el Zr.
4. No existen diferencias estadísticamente significativas de temperatura de calentamiento del hueso durante el proceso de inserción del implante para los grupos de materiales evaluados.
5. De acuerdo con los resultados obtenidos, la primera hipótesis de trabajo formulada respecto a la influencia de la rigidez del material en los parámetros de estabilidad primaria y micromovimiento, debe de ser rechazada únicamente en las variables de estabilidad primaria, es decir, torque de inserción y coeficiente de estabilidad. No así, en relación con el micromovimiento. La segunda hipótesis enunciada acerca de que la rigidez del material de fabricación del implante dental, no influye en la cantidad de calor generado por la fricción durante la inserción del mismo en el lecho óseo previamente conformado no puede ser rechazada.

8. BIBLIOGRAFÍA / REFERENCIAS

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:129-36.

Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio.* 2003;21:248-52.

Albayrak H, Gumus HO, Tursun F, Kocaagaoglu HH, Kilinc HI. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *J Prosthet Dent.* 2017;117:81-6.

Albrektsson T, Brånemark P, Hansson H, Lindström J. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.

Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18:474-81.

Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;7:536-43.

Álvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112:508-14.

Álvarez-Arenal A, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Martin-Fernandez E, Brizuela-Velasco A, Ellacuria-Echebarria J. Effect of implant- and occlusal load location on stress distribution in Locator attachments of mandibular overdenture. A finite element study. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:371-80.

Apratim A, Eachempati P, Krishnappa Salian K, Singh V, Chhabra S, Shah S. Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015;5:147-56.

Arismendi Echavarría J, Giraldo D, Loiza Valderrama A. Evaluación mecánica de la conexión externa de interna en implantes de titanio. *Avances en Periodoncia.* 2016;28:59-69.

Arosio P, Arosio F, Di Stefano DA. Implant diameter, length, and the insertion torque/depth integral: A study using polyurethane foam blocks. *Dent J.* 2020;8:56.

Asri R, Harun W, Samykano M, Lah N, Ghani S, Tarlochan F et al. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;77:1261-74.

Baltayan S, Pi-Anfruns J, Aghaloo T, Moy PK. The predictive value of resonance frequency analysis measurements in the surgical placement and loading of endosseous implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74:1145-52.

Bambini F, Memè L, Pellecchia M, Sabatucci A, Selvaggio R. Comparative analysis of deformation of two implant/abutment connection systems during implant insertion. An in vitro study. *Minerva Stomatol.* 2005;54:129-38.

Bardyn T, Gédet P, Hallerman W, Büchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:1006-14.

Barewal R, Stanford C, Weesner T. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:945-56.

Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible: Correlation of insertion torques. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:616-20.

Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol.* 2018;89:313-8.

Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil.* 2010;37:900-7.

Block M. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76:11-26.

Botticelli D, Lang NP. Dynamics of osseointegration in various human and animal models - a comparative analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2017;28:742-8.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:1-132.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.

Brånemark PI. Introduction to osseointegration. En: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985:11-76

Bredbenner T, Haug R. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90:574-80.

Brizuela A, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco E, Rios-Santos JV, Pérez RA, Manero JM, et al. Influence of the elastic modulus on the osseointegration of dental implants. *Materials.* 2019;12:980.

Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Gil-Mur F, Herrero-Climent M, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y et al. Relationship Between Insertion Torque and

Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants. *Implant Dent.* 2015;24:607-11.

Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D. The functional loading of implants increases their stability: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;2:122-9.

Brizuela-Velasco A, García-Anduaga G, Solaberrieta-Mendez E, Martín-Blanco N, Chento-Valiente Y, Alvarez-Arenal A, et al. Assessing dental implant stability using acoustic sound analysis. *DYNA.* 2016;91:459-64.

Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur FJ, Manero JM, Punset-Fuste M, et al. Mechanical characterisation and biomechanical and biological behaviours of Ti-Zr binary-alloy dental implants. *Biomed Res Int.* 2017;2017:1-10.

Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radio- graphic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:10-20.

Cano-Sánchez J, Campo-Trapero J, Sánchez-Gutiérrez JJ, Bascones-Martínez A. Mecanobiología de los huesos maxilares. II. Remodelación ósea. *Av Odontoestomatol.* 2008;24:177-86.

Carmo Filho L, Faot F, Madruga M, Marcello-Machado R, Bordin D, Del Bel Cury A. Effect of implant macrogeometry on peri-implant healing outcomes: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* 2018;23:567-75.

Chang P-C, Giannobile WV. Functional assessment of dental implant osseointegration. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012;32:147-53.

Chen MH-M, Lyons K, Tawse-Smith A, Ma S. Resonance frequency analysis in assessing implant stability: A retrospective analysis. *Int J Prosthodont.* 2019;32:317-26.

Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8:48-57.

Choy E, Kydd WL. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent.* 1988;60:365-8.

Davies C, Jones D, Stoddart M, Koller K, Smith E, Archer C et al. Mechanically loaded ex vivo bone culture system 'Zetos': Systems and culture preparation. *European Cells and Materials.* 2006;11:57-75.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67:932-49.

De Santis R, Mollica F, Esposito R, Ambrosio L, Nicolais L. An experimental and theoretical composite model of the human mandible. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;6:1191-7.

Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Iezzi G. Development of a New Implant Primary Stability Parameter: Insertion Torque Revisited. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15:637-4.

Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, et al. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head Face Med.* 2008;4:25.

Di Stefano DA, Arosio P, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Correlation between implant geometry, bone density, and the insertion torque/depth integral: A study on bovine ribs. *Dent J.* 2019;7:25.

Dos Santos M, Elias C, Cavalcanti Lima J. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;13:215-23.

Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in mandibular edentulous patients: a prospective observational report with 18-month data. *J Prosthodont.* 2006;15:187-94.

Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:271-7.

Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J et al. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol.* 2006;51:1-9.

Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. *J Prosthet Dent.* 1997;77:271-9.

Egido-Moreno S, Ayuso Montero R, Schemel Suárez M, Roca-Umbert JV, Izquierdo Gómez K, López López J. Evaluation of the quality of life and satisfaction in patients using complete dentures versus mandibular overdentures. Systematic review and meta-analysis. *Clin Exp Dent Res.* 2021;7:231-41.

Elias C, Rocha F, Nascimento A, Coelho P. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;16:169-80.

Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50:101-7.

Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984;42:705-11.

Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013;28:CD003878.

Falco A, Berardini M, Trisi P. Correlation between implant geometry, implant surface, insertion torque, and primary stability: In vitro biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33:824-30.

Fernández-Tresguerres I, Alobera MA, del Canto M, Blanco L. Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:47-51.

Flanagan D. Heat generated during seating of dental implant fixtures. *J Oral Implantol*. 2014;40:174-81.

Frost H. A Determinant of Bone Architecture. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;175:195-225.

Frost H. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. *Anat Rec*. 1987;219:1-9.

Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:662-8.

Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher C, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:1247-53.

Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:524-33.

Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:515-27.

Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic Steel? *Nature.* 1975;258:703-4.

Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implantretained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:383-8.

Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016;45:19194-215.

Gil J, Díaz-Castro CM, Ríos-Santos JV, Lázaro P, Herrero-Climent M. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and insertion torque of dental implants: An in vitro study. *Adv Dent Oral Health.* 2016;3:555605.

Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Branemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1- year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:204-13.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:428-34.

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:120-8.

Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am.* 1969;13:659-665.

Grassi F, Capogreco M, Consonni D, Bilardi G, Buti J, Kalemaj Z. Immediate Occlusal Loading of One-Piece Zirconia Implants: Five-Year Radiographic and Clinical Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:671-80.

Gupta RK, Padmanabhan TV. Resonance frequency analysis. *Indian J Dent Res.* 2011;22:567-73.

Gurdán Z, Vajta L, Tóth Á, Lempel E, Joób-Fancsaly Á, Szalma J. Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model. *J Oral Sci.* 2017;59:47-53.

Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia dental implant surfaces on bone integration: A systematic review and meta-analysis. *Biomed Res Int.* 2017; 2017:9246721.

Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2020;39:24-36.

Harris DA, Fong AJ, Buchanan EP, Monson L, Khechoyan D, Lam S. History of synthetic materials in alloplastic cranioplasty. *Neurosurg Focus.* 2014;36:20.

Hériveaux Y, Vayron R, Fraulob M, Lomami HA, Lenormand C, Haïat G. Assessment of dental implant stability using resonance frequency analysis and quantitative ultrasound methods. *J Prosthodont Res.* 2021;65:421-7.

Herrero-Climent F, Romero Ruiz M, Lázaro Calvo P, Herrero Climent M, Sanz Alonso M. La cicatrización ósea alrededor de los implantes cargados de forma inmediata. *Periodoncia y Oseointegración.* 2004;14:285-300.

Herrero-Climent M, Santos-Garcia R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernandez-Palacin A, Lazaro-Calvo P, et al. Assessment of osstell isq's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;877-82.

Horiuchi K, Hiroya U, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark System implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:824-30.

Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Branemark system: preliminary report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:79-86.

Ibañez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, Menendez AB, Juaneda AM, Zamar NJ, Monqaut JL. Immediate occlusal loading of double acid- etched surface titanium implants in 41 consecutive full-arch cases in the mandible and maxilla: 6- to 74-month results. *J Periodontol.* 2005;76:1972-81.

Ibrahim A, Heitzer M, Bock A, Peters F, Möhlhenrich S, Hölzle F, et al. Relationship between implant geometry and primary stability in different bony defects and variant bone densities: An in vitro study. *Materials.* 2020;13:4349.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143-52.

Javed F, Romanos G. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010;38:612-20.

Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:279-88.

Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* 1999;47:481-93.

Kaku M, Uoshima K, Yamashita Y, Miura H. Investigation of periodontal ligament reaction upon excessive occlusal load. Osteopontin induction among periodontal ligament cells. *J Periodont.* 2005;40:59-66.

Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, Matsuda S. Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation-resorption. *Implant Dent.* 2003;12:61-8.

Klein-Nulend J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. *Pathol Biol.* 2005;53:576-80.

Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:442-7.

Koch F, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:350-6.

Klockner.es, Productos, medical devices.

Kohal R, Weng D, Bächle M, Strub J. Loaded Custom-Made Zirconia and Titanium Implants Show Similar Osseointegration: An Animal Experiment. *J Periodontol.* 2004;75:1262-8.

Koutayas S, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub J. Zirconia en Odontología: Segunda Parte. *Revolución Clínica basada en la evidencia.* *Eur J Esthet Dent.* 2010;3:126-161.

Lang NP, Araújo M, Karring T. Formación de hueso Alveolar. En: Lindhe J. ed. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica.* Buenos Aires: Médica Panamericana. 2008:907-39.

Lanyon LE, Rubin CT, Raisz LE, Marotti G, Less H. Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling. *Calcif Tissue Int.* 1993;53:102-7.

Leal-Fonseca A, Hernández-Molinar Y. Evolución de la odontología. *Oral.* 2016; 17:1418-26.

Lee B, Yeo I, Kim D, Lee J, Kim S, Han J. Bone formation around zirconia implants combined with rhBMP-2 gel in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2012;24:1332-8.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985:199-210.

Lekholm U. Immediate/early loading of oral implants in compromised patients. *Periodontol 2000*. 2003;33:194-203.

Lemus Cruz LM, Almagro Urrutia Z, Claudia León C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev haban cienc méd*. 2009;8.

Lindhe, K. Karring, T. Lang, L. Periodontología clínica e implantología odontológica. 5ta ed. Madrid: Ed Medica Panamericana; 2009.p 53.

López-Gualdrón CI, Galeano-Arrieta CF, Pinillos JC, Moreno JC. Experimental study to establishing the insertion torque on dental implant. *Iteckne Innov Investig Ing*. 2014;11.

Maggiolo J. Manuel de l'art du dentiste. Sidney: Wentworth Press; 2018.

Maló P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Brånemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5:37-46.

Maló P, Rangert B, Dvårsäter L. Immediate function of brånemark implants in the esthetic zone: A retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2:138-46.

Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:311-20.

Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review: Bone mineral density and primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:767-74.

Martin-Fernandez E, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Mauvezin-Quevedo MA, Brizuela-Velasco A, Alvarez-Arenal A. Mandibular flexure and Peri-implant bone stress distribution on an implant-supported fixed full-arch mandibular prosthesis: 3D finite element analysis. *Biomed Res Int.* 2018;2018:1-9.

Martins AMC, Guimarães LS, Campos CH, Kuchler EC, Pereira DMS, Maia LC, et al. The effect of complete dentures on edentulous patients' oral health-related quality of life in long-term: A systematic review and meta-analysis. *Dent Res J.* 2021;18:65.

Mateos-Moreno B, Herrero-Climent M, Lázaro Calvo P, Mas- Bermejo C, Sanz Alonso M. Métodos clínicos para valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia.* 2001;11:323-36.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research.* 1996;7:261-7.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.

Merheb J, Vercruyssen M, Coucke W, Quirynen M. Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:50-7.

Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:17-28.

Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004;13:310-21.

Misch CE, Wang HL. Immediate occlusal loading for fixed prostheses in implant dentistry. *Dent Today*. 2003;22:50-6.

Misch, C. *Implantología Contemporánea*. 3ra ed. España: Elsevier Mosby; 2009. p 135.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:425-43.

Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:124-35.

Moradi DR, Moy PK, Chiappelli F. Evidence-based research in alternative protocols to dental implantology: a closer look at publication bias. *J Calif Dent Assoc*. 2006;34:877-86.

Moraschini V, Poubel LA da C, Ferreira VF, Barboza E dos SP. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44:377-88.

Morneburg TR, Pröschel PA. Measurements of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002;15:20-7.

Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:103-8.

Muller F, Heath MR, Ott T. Maximum bite force after the replacement of complete dentures. *Gerodontology*. 2001;18:58-62

Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zoller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol*. 2006;77:152-60.

Nicholson JW. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis*. 2020;2:100-16.

O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6:48-57

Oliveira H, Brizuela Velasco A, Ríos-Santos J-V, Sánchez Lasheras F, Lemos BF, Gil FJ, et al. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17:4738.

Osman RB, Swain MV, Atieh M, Ma S, Duncan W. Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25:1366-77.

Oviedo Corredor MA, Sierra Gonzales E. Propuesta de una máquina universal. *Unidades Tecnológicas de Santander*. 2016;100-130.

Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil*. 2013;40:221-7.

Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants - a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2014;26:371-6.

Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, et al. Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: Finite element analysis. *Biomed Res Int*. 2016; 2016:1850401.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMD, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014;40:217-28.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20:1-25.

Pieralli S, Kohal R, Lopez Hernandez E, Doerken S, Spies B. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2018;34:171-82.

Preis V, Kammermeier A, Handel G, Rosentritt M. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater.* 2016;32:765-74.

Puleo DA, Thomas MV. Implant surfaces. *Dent Clin North Am.* 2006;50:323-38.

Questar Corporation [Internet]. Questarcorporation.com. [citado el 20 de febrero de 2022]. Disponible en: <https://www.questarcorporation.com>

Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahli-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999;78:31-42.

Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dent J.* 2017;5:35.

Raisz LG, Fall PM. Biphasic effects of Prostaglandin E2 on bone formation in cultured fetal rat calvariae: interactions with cortisol. *Endocrinology.* 1990;126:1654-9.

Rangert B, Jόμεus L. Forces and moments on Bränemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;3:241-7.

Richmond B, Barth W, Grosse I, Dechow P, Ross C, Spencer M et al. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2005;283:259-74.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An invitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:793-8.

Ring ME. El siglo XVIII en Europa. En: *Historia Ilustrada de la Odontología.* Barcelona: Ed. Doyma; 1989:157-82.

Rittel D, Dorogoy A, Haïat G, Shemtov-Yona K. Resonant frequency analysis of dental implants. *Med Eng Phys.* 2019;66:65-74.

Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:29-36.

Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:135-53.

Roehling S, Woelfler H, Hicklin S, Kniha H, Gahlert M. A retrospective clinical study with regard to survival and success rates of Zirconia implants up to and after 7 years of loading: Long-term performance of Zirconia implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:545-58.

Romanos G, Lau J, Delgado-Ruiz R, Javed F. Primary stability of narrow-diameter dental implants with a multiple condensing thread design placed in bone with and without osteotomes: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22:409-14.

Romanos GE. Biomolecular cell-signaling mechanisms and dental implants: a review on the regulatory molecular biologic patterns under functional and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:939-51.

Romanos GE. Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. *J Calif Dent Assoc.* 2004;32:991-1001.

Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:184-98.

Santamaría-Arrieta G, Brizuela-Velasco A, Fernández-González FJ, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y, Solaberrieta E, et al. Biomechanical evaluation of oversized drilling technique on primary implant stability measured by insertion torque and resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent.* 2016;8:307-11.

Sánchez Lera RM, Oliva García NR. Historia del microscopio y su repercusión en la Microbiología. *Rev Hum Med.* 2015;15:355-372.

Scarano A, Lorusso F, Noubissi S. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with steel vs. Zirconia implant drill. *J Clin Med.* 2020;9:148.

Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol.* 1990;16:96-105.

Schulte W, Lukas D. The Periotest method. *Int Dent J.* 1992;42:433-40.

Segura-Mori Sarabia Luis, Díaz Vigil-Escalera Jaime, Mauvezín Quevedo Mario, González González Ignacio. Carga inmediata: situación actual. *RCOE.* 2006;11:529-541.

Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone Tissue Responses to Surface-Modified Zirconia Implants: A Histomorphometric and Removal Torque Study in the Rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:13-20.

Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19:493-8.

Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11:408-20.

Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomed Res Int.* 2016;2016:6285620.

Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39:585-92.

Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12:306-17.

Sterck JGH, Klein-Nulend J, Lips P, Burger EH. Response of normal and osteoporotic human bone cells to mechanical stress in Vitro. *Am J Physiol.* 1998;274:1113-20.

Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69:1350-4.

Suzawa T, Miyaura C, Inada M, Maruyama T, Sugimoto Y, Ushikubo F, et al. The role of prostaglandin E receptor subtypes (EP1, EP2, EP3, and EP4) in bone resorption: an analysis using specific agonists for the respective EPs. *Endocrinology.* 2000;141:1554-9.

Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, design, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literatura review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:675-90.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:192-203.

Teixeira AB, Shimano AC, Macedo AP, Valente ML, dos Reis AC. Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms. *Implant Dent.* 2015;24:281-6.

Terai K, Takano-Yamamoto T, Ohba Y, Hiura K, Sugimoto M, Sato M, Kawahata H, Inaguma N, Kitamura Y, Nomura S. Role of osteopontin in bone remodeling caused by mechanical stress. *J Bone Miner Res.* 1999;14:839-49.

Terheyden H, Lang N, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration - communication of cells. *Clin Oral Implants Res.* 2011;23:1127-35.

Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1995;74:608-12.

Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani M. Effect of Temperature on the Dental Implant Osseointegration Development in Low-Density Bone. *Implant Dent.* 2015;24:96-100.

Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindrical implant ad modum Branemark: Is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;22:567-70.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clinical Oral Implants Research.* 2009;20:467-71.

Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:689-98.

Tsirlis AT. Clinical evaluation of immediate loaded upper anterior single implants. *Implant Dent.* 2005;14:94-103.

Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008;8:32.

Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tozum TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11:113-9.

Turkyilmaz I, Tözüm T, Tumer C, Ozbek E. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil*. 2006;33:881-8.

Turkyilmaz I, Tozum TF. Enhancing primary implant stability by undersizing implant site preparation: a human cadaver study. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2019;121:58-62.

Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek E, Tözüm T. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol*. 2007;34:716-22.

Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig*. 2015;19:1861-6.

Vallee MC, Conrad HJ, Basu S, Seong WJ. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2008;100:86-92.

Van Spronsen PH, Eijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, van Ginkel FC. Comparison of jaw muscle bite force cross sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high resolution CT scanning. *J Dent Res*. 1989;68:1765-70.

Watanabe M, Hatori Y, Satoh C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. In Congress Ser. 2005;1284:21-27.

Weinnberg LA. The biomechanics of force distribution in implant- supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants.1993;8:19-31.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res. 1976;55:772-7.

Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:250-7.

Wong RCW, Tideman H, Merckx MAW, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:393-400.

Zipprich H, Weigl P, König E, Toderas A, Balaban Ü, Ratka C. Heat generation at the implant-bone interface by insertion of ceramic and titanium implants. J Clin Med. 2019;8:1541.

ZwickRoell materials testing [Internet]. ZwickRoell Materials Testing. [citado el 20 de febrero de 2022]. Disponible en: <http://www.zwickroell.com>

ANEXOS

INDICIOS DE CALIDAD DE LA TESIS

Artículo publicado en Materials MPDI

Arlucea N, Brizuela-Velasco A, Dieguez-Pereira M, Punset M, Molmeneu M, Sánchez Lasheras F, et al. Zirconia vs. Titanium Dental Implants: Primary Stability In-Vitro Analysis. Materials. 2021;14:7886.

Comucación Oral en el 47 Congreso Anual de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética (SEPES). Madrid

Estudio copmarativo piloto; Influencia de la rigidez del implante en la medición de su estabilidad mediante análisis de frecuencia de resonancia.

Comunicación Tipo Póster en el V Congreso Internacional SCOI. Bilbao

Estudio comparativo piloto: Influencia de los distintos materiales a nivel óseo. Ti vs Zr.

Artículo Publicado en Materials MPDI



Article

Zirconia vs. Titanium Dental Implants: Primary Stability In-Vitro Analysis

Nerea Arlucea¹, Aritza Brizuela-Velasco¹, Markel Dieguez-Pereira¹, Miquel Punset^{2,3,4}, Meritxell Molmeneu^{2,4}, Fernando Sánchez Lasheras^{5,6,*}, Hector de Llanos-Lanchares¹ and Ángel Álvarez-Arenal¹

- ¹ Department of Prosthodontics and Occlusion, School of Dentistry, University of Oviedo, c/Catedrático Serrano s/n, 33006 Oviedo, Spain; nerea.arlucea@gmail.com (N.A.); aritza.brizuela@hotmail.com (A.B.-V.); markel.dieguez@hotmail.com (M.D.-P.); llanoshector@uniovi.es (H.d.L.); arenal@uniovi.es (Á.Á.-A.)
- ² Biomaterials, Biomechanics and Tissue Engineering Group, Department of Materials Science and Metallurgy, EEBE, Technical University of Catalonia (UPC), 08034 Barcelona, Spain; miquel.punset@upc.edu (M.P.); meritxell.molmeneu@upc.edu (M.M.)
- ³ UPC Innovation and Technology Center (CIT-UPC), Technical University of Catalonia (UPC), C. Jordi Girona 3-1, 08034 Barcelona, Spain
- ⁴ Barcelona Research Centre in Multiscale Science and Engineering, Technical University of Catalonia (UPC), Av. Eduard Maristany, 10-14, 08019 Barcelona, Spain
- ⁵ Department of Mathematics c/Federico García Lorca 18, University of Oviedo, 33007 Oviedo, Spain
- ⁶ Instituto Universitario de Ciencias y Tecnologías Espaciales de Asturias (ICTEA), c/Independencia 13, 33004 Oviedo, Spain
- * Correspondence: sanchezfernando@uniovi.es



Citation: Arlucea, N.; Brizuela-Velasco, A.; Dieguez-Pereira, M.; Punset, M.; Molmeneu, M.; Sánchez Lasheras, F.; de Llanos-Lanchares, H.; Álvarez-Arenal, Á. Zirconia vs. Titanium Dental Implants: Primary Stability In-Vitro Analysis. *Materials* **2021**, *14*, 7886. <https://doi.org/10.3390/ma14247886>

Academic Editor: Alicja Kazek-Kęskik

Received: 27 November 2021

Accepted: 18 December 2021

Published: 20 December 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The present experimental trial uses two types of dental implants, one made of titanium (Ti_6Al_4V) and the other one of zirconia (ZrO_2), but both of identical design, to compare their stability and micro-movements values under load. One of each type of implant ($n = 42$) was placed into 21 cow ribs, recording the insertion torque and the resonance frequency using a specific transducer. Subsequently, a prosthetic crown made of PMMA was screwed onto each of the implants in the sample. They were then subjected to a static compression load on the vestibular cusp of the crown. The resulting micromovements were measured. The zirconia implants obtained a higher mean of both IT and RFA when compared with those of titanium, with statistically significant differences in both cases ($p = 0.0483$ and $p = 0.0296$). However, the micromovement values when load was applied were very similar for both types, with the differences between them ($p = 0.3867$) not found to be statistically significant. The results show that zirconia implants have higher implant stability values than titanium implants. However, the fact that there are no differences in micromobility values implies that caution should be exercised when applying clinical protocols for zirconia based on RFA, which only has evidence for titanium.

Keywords: insertion torque; micromotion; resonance frequency analysis; titanium dental implants; zirconia dental implants

1. Introduction

The most commonly used alloy in the manufacture of dental implants is Ti_6Al_4V (Ti), which is also the most strongly supported by scientific evidence [1]. However, at present, other titanium alloys and materials are used at the clinical level, particularly zirconia. This material is used in the form of zirconium oxide (ZrO_2), usually yttrium-stabilized, and is obtained from a reductive oxidation process. Its advantages, according to some authors [2], are biocompatibility and mechanical properties superior to those of Ti.

Certain clinical trials have shown the clinical and histological advantages that are achieved with ZrO_2 implants when compared to Ti implants. For example, Bienz et al. [3] observed that lower plaque and bleeding scores were detected for zirconia implants under

experimental mucositis conditions, in agreement with other clinical studies with similar objectives [4]. However, another clinical study did not find differences in relation to the health of the peri-implant soft tissues [5] and in fact the results of a cross-sectional study did not show important differences in relation to the expression of pro-inflammatory cytokines and bone metabolism mediators between zirconium and titanium abutments [6].

On the other hand, beyond the inflammatory response, it is foreseeable that two materials of such different stiffness as titanium and zirconia have different biomechanical behavior in relation to the supporting bone. In this sense, some studies using finite elements analysis have found differences in the load transfer in relation to the Young's modulus of the material from which the implant is manufactured [7]. Likewise, an animal model trial observed different percentages of bone to implant contact after the osseointegration period in implants made of alloys with different elasticity [8].

Regardless of the material used, the osseointegration of a dental implant is a process that can be compared to the primary healing of a fracture, and in both a series of biological and mechanical requirements must be met. Among the latter, the control of micromovement between the interface of the implant surface and the bone apposition is particularly important. Micromovement of more than 150 μm at this level would be likely to rupture the newly formed capillaries, which would lead to the slowing or failure of the bone regeneration process, setting in motion a reparative process based on the apposition of fibrous tissue [9].

In implantology, the term "primary stability" is used to describe the implant's lack of mobility when a load is applied [10]. Ultimately, both of the aforementioned concepts are inversely related: greater primary stability of the implant means less micromovement between the interface of the implant surface and the bone apposition. For this reason, it is essential that clinical procedures measure primary stability [11].

Insertion torque (IT), expressed in Ncm, is one of the most commonly used methods for this purpose. IT can be considered as the resistance encountered during the insertion of the implant into the surgically shaped bone bed, when advancing apically and rotating on the longitudinal axis. There are two problems with this method. First, there is the paradox that excessive IT can exceed the bone's resistance to fracture, in which case stability could be compromised or, at the very least, not increased [12]. Secondly, it exemplifies a certain type of inertia, and in chewing where Bennett movement is limited, such a rotational force is not applied and resistance to it may not be key [13]. On the contrary, the resultant forces can be more accurately described as lateral displacement, for which other primary stability measurement methods are much more specific, notably resonance frequency analysis (RFA). RFA provides objective measurements of implant stability in a non-invasive way on the bone-implant interface [11]. For this purpose, a specific transducer is screwed to the connection of the implant, which is electromechanically stimulated, detecting the natural vibration frequency of the implant within the bone. The results of the resonance frequency analysis are transformed into implant stability quotient (ISQ) values. Certain studies show, on the one hand, that RFA is capable of describing the stiffness of the bone support [10], it correlates with the lateral displacement of the implant upon load application [14,15], and more importantly, it presents an inversely linear relationship with micromovement [13].

Several clinical studies have used the two aforementioned stability measurement methods (IT and RFA) to try to establish a predictive value for the possibility of osseointegration, occasionally in highly complex protocols such as immediate loading [16,17]. Even when other variables may be involved (prosthetic splinting, occlusal adjustment, etc.), there is some consensus that values equal to or greater than 30 Ncm and 70 ISQ could be adequate when making the decision to immediately load an implant [18].

Ultimately, the clinician may select a protocol and can influence the stability values by considering or managing the variables on which stability depend: bone quality, implant design, and surgical technique. Yet, there is no literature regarding the effect of the implant material. The Young's modulus of a Zr implant is practically double that of a Ti implant

(200 vs. 110 GPa respectively [19]). Such a marked difference in elasticity can influence its mechanization in the bone and, ultimately, the expected IT and RFA stability values.

The objective of this experimental *in vitro* study is to determine the impact of the elastic properties of the implant material (Zr or Ti) on dependent variables in relation to primary implant stability such as IT, RFA, and micromovement. The null hypothesis proposed is that the properties of the material used do not influence the stability of the implant.

2. Materials and Methods

2.1. Sample

The sample consisted of the placement of 21 Zr implants (test) and 21 Ti implants (control group) ($n = 42$), in another 21 fragments of fresh cow ribs destined for human consumption. We based our selection of the sample size on studies of similar design and objectives [13–15]. The most central part, close to the sternum, was used in all cases in order to have type III bone quality under the Lekholm and Zarb classification [20]. All pieces were cut to a length of 15 cm, and the periosteum was removed. The ribs thus prepared were subjected to a preparation and conservation treatment based on immersion in 50% ethanol and 50% saline at room temperature, to be rehydrated with saline prior to use, according to the Tricco protocol [21]. Klockner SK2 implants (Soadco, Escaldes-Engordany, Andorra) were used, connected by an external hexagon 3 mm wide and 1.8 mm high, smooth collar 1.5 mm high and 4.2 mm platform diameter, bone body of 3.8 mm diameter and 8 mm in length, and machined surface, without additional modifications (Figure 1).



Figure 1. Klockner External Hex SK2 implants, Zr and Ti, both with 3.8*8 buffed surface (Soadco S.L., Escaldes Engordany, Andorra).

2.2. Working Model and IMPLANT Stability Measurement (IT and RFA)

The ribs, once rehydrated, were embedded in a Snow White Type 2 Plaster base (Kerr, Orange County, CA, USA) to facilitate their handling during the surgical phase, and to

avoid unwanted micromovement during the application of load creep. Three polymethyl methacrylate (PMMA) crowns were made, with a morphology typical of lower premolars, cemented with a dual-cure material (Clearfil DC Core Plus, Kuraray Noritake Dental Inc., Osaka, Japan) on an anti-rotational grade 5 titanium abutment to be screwed to the implants of the sample.

One of each type of implant was placed in the 21 ribs. The implant beds were prepared using the surgical kit and following the protocol established by the manufacturer: \varnothing 1.8 initial drill, \varnothing 2.3 pilot drill, \varnothing 2.8 profile drill, and \varnothing 3.3 final drill. The separation between both beds (10 mm between centers) was standardized, and the position of each implant was randomized using a biased coin.

A previously calibrated BTG90CN analog torque meter (Tohnichi, Tokyo, Japan) was used (Figure 2), which measured the insertion torque (in Ncm) required to bring the implant to its final position, which in all cases was left with the smooth collar of the implant placed supra-crestally.

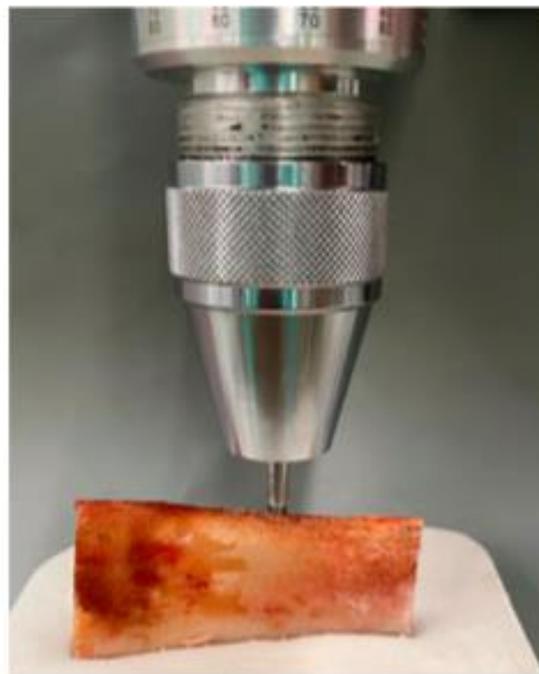


Figure 2. Placement of the implant, in the surgically shaped bone bed, using a calibrated torque meter, to record the insertion torque in Ncm.

Subsequently, the ISQ values were measured with a Penguin RFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Gothenburg, Sweden) using a Multipeg transducer screwed to the implants with a manual preload, following the manufacturer's recommendations (Figure 3). Finally, the PMMA crown was screwed onto each implant in the sample, using a torque wrench, applying a preload of 15 Ncm in both groups, also as recommended by the manufacturer.



Figure 3. Measurement of implant stability by resonance frequency analysis using a Penguin and its Multipeg transducer screwed to the Ti implant, expressed in ISQ values. On the right, the Zr implant placed in the same rib can be seen.

2.3. Loading Test and Recording Micromovement

A Bionix 358 servohydraulic mechanical testing machine (MTS Sensor Technologie GmbH & Co. KG, Lüdenscheid, Germany) with a 2.5 kN load cell was used for the micromovement study. The work models (ribs with one of each type of implant, with their screw-retained PMMA prosthetic crown) were positioned on the grip at the base of this equipment. To conduct the study, an upper mechanical clamp is prepared to apply tension at a 6-degree incidence angle to the occlusal plane of the premolar (Figure 4). All the crowns were positioned with the same orientation and with the same load application direction.

Subsequently, a compression force was tested on each implant/crown of the sample, applying a ramp from 0 to 50 N at a load application rate of 1 N/s, and a constant final application of 50 N for 10 s. In order to evaluate the micromovement, the displacement of the smooth collar of the implant was evaluated based on a reference mark added to its surface. Images were acquired at baseline with $F = 0_1$ (initial), $F = 1$ (50 N), and at $F = 0_2$ (0 N, unloading), using a Questar QM-100 microscope (long distance microscope) (Figure 5) with a resolution of 2 μm (Seven Astro-Optics Division, Laurel, MD, USA), and analyzed using AnalySIS getIT software (Olympus, Tokyo, Japan).



Figure 4. Questar QM-100 long-distance microscope focused on one of the implants in the sample. In the background you can see a rib mounted on its plaster base and mechanized on the base of the load creep machine.



Figure 5. Detail of the PMMA crown screwed on the external hexagon of the Zr implant, and mounting on the MTS Bionix 358 test machine. In the background you can see the lens of the Questar QM-100 long-distance microscope.

Having obtained the images, the distance was calibrated using a standard for optical microscopy and the displacements in the orthogonal X axis were measured using ImageJ software (National Institute of Health, Bethesda, USA) under the three load levels described ($F = 0_1$, $F = 1$, and $F = 0_2$) (Figure 6).

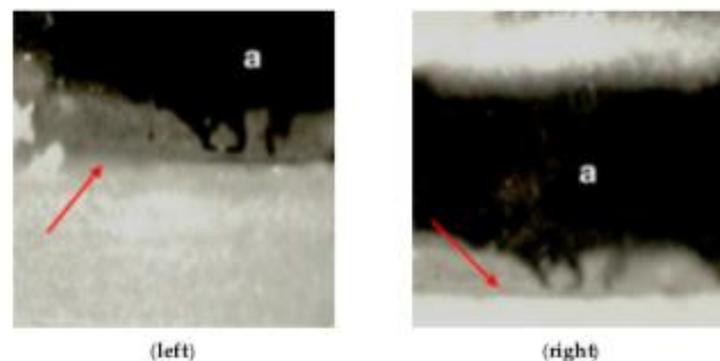


Figure 6. Detail of the microscopic analysis of the micromovement test (left) moment prior to loading ($F = 0_1$), (right) moment during the application of the 50 N load ($F = 1$). In both images, the “a” indicates the reference mark added to the abutment and the red arrows indicate the transition area between the prosthetic abutment and the smooth collar of the implant.

2.4. Statistical Analysis

The Anderson-Darling test was applied to the results of the dependent variables to determine the normality of the distribution of the samples.

The Mann-Whitney test was used to calculate the possible relationship between the different variables studied (IT, RFA, and micromovement). If $p < 0.05$, differences in the comparison of the dependent variables are considered statistically significant.

Finally, the Pearson correlation coefficient was applied to corroborate the relationship between ISQ and micromovement, according to the evidence available in the literature [13–15]. For a result equal to 0, these variables are considered unrelated, and they will be considered related if it is higher or lower than 0, directly or inversely, based on whether the coefficient acquires a positive or negative value, respectively.

3. Results

Table 1 shows the descriptive statistics of the study's dependent variables (mean and SD), the result of the statistical significance of the difference between variables when applying the Mann-Whitney test, and the Pearson correlation coefficient between the ISQ and micromovement variables.

Table 1. Descriptive statistics (mean and SD) of the dependent variables analyzed (insertion torque, resonance frequency analysis, and micromovement) and statistical significance of the differences between independent variables (titanium and zirconia) * Statistically significant ($\alpha = 0.05$; $p < 0.05$).

Variable	Anderson-Darling Test for Normality	N	Ti	p-Value M-W	N	Zr
			Mean (SD)			Mean (SD)
Torque	AD = 1.69 $p < 0.005$	21	23 (7.029)	* 0.0483	21	29.05 (11.458)
ISQ	AD = 1.431 $p < 0.005$	21	62.095 (10.611)	* 0.0296	21	69.429 (6.630)
Micromov X	AD = 5.339 $p < 0.005$	21	93.5 (112.426)	0.3867	21	94.450 (152.761)
Pearson correlation coefficient			−0.673			−0.007
ISQ-micromov						

Regarding IT, we see a value above the mean achieved in the Zr implant group (29.90 Ncm) when compared with Ti implants (23 Ncm). This difference turned out to be statistically significant with $p < 0.05$ ($p = 0.0483$). Regarding RFA, again, the ISQ mean values were higher for the Zr implants than the Ti implants (69.429 versus 62.095 respectively), and these differences were also statistically significant with $p < 0.05$ ($p = 0.0296$).

However, comparing the mean micromovement values of the implants when load is applied at $F = 1$ (50 N) in the orthogonal X axis, the values barely reach a difference of one micron (93.5 for Ti and 94.450 for Zr) and are not statistically significant ($p = 0.3867$) according to the Mann–Whitney test.

Regarding the correlation between ISQ and micromovement, for both types of implant tested (Zr and Ti) there is an inverse linear relationship between both variables, so it is to be expected that the higher the ISQ, the lower the micromovement. However, the degree of correlation is higher for Ti (-0.673) and weaker for Zr (-0.007) (Figure 7).

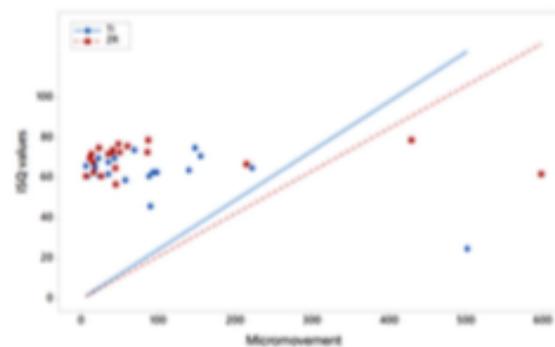


Figure 7. Scatter plot of ISQ values versus micromovements (μm) for titanium and zirconium implants.

4. Discussion

The objective of this experimental *in vitro* study was to establish the differences in primary stability between two different implant materials (Zr and Ti) in relation to dependent variables, such as IT, RFA, and micromovement.

For this purpose, a cow rib bone was used as a study model, attempting to simulate the conditions of a maxillary alveolar process. The high SDs found in some of the dependent variables, especially micromovement, demonstrate the lack of homogeneity of the density and presence of cortical bone support. Regardless, this model has been used regularly in studies of similar design and different objectives [13–15] and it is closer to a living bone model than polyurethane resins [22,23].

However, the study is not without limitations. We based our choice of the applied static force (50 N–6°) on Watanabe's study [24]. It is clear that this type of load cannot exactly reproduce the complexity of the resultant forces created during chewing, which also essentially constitute a dynamic load. On the other hand, in order to simplify the process and make it feasible, we have exclusively considered the displacement of the implant on the orthogonal X axis. However, we believe that this is logical, given that various studies have shown that RFA is related to lateral implant displacement upon application of load [14,15].

The two implants being evaluated, which constituted the independent variables, were made of materials with very different Young's modulus values (Ti and Zr, 110 and 200 GPa respectively). However, as indicated above in Section 2, their designs and dimensions were identical, and care was even taken to remove surface roughness modifications. The surface of both types was machined, and their roughness therefore depended only on the morphology of the milling instrument. It was important to take this precaution so as not to create a confounding variable, as various studies have provided results with rougher

surfaces generating a higher friction coefficient during implant insertion and tending to generate higher IT [23–25].

In the scientific literature currently available, we have not found studies comparing stability values between Zr and Ti implants using IT and RFA, with the exception of the study by Ibrahim et al. [26]. This study used an experimental *in vitro* test model similar to ours, and where appropriate, used polyurethane resin blocks. As in our study, Zr obtained higher ISQ and IT values than Ti. However, in this study, there was no homogeneity in the characteristics and designs of the implants being compared, which could constitute a potential covariate.

On the other hand, a recent experimental *in vitro* study using homogeneous polyurethane foam material, which simulated alveolar bone, concluded that the increasing density of the resin and under-drilling protocols were related to higher IT for internal connection zirconia implants. In that same study, with conventional drilling protocols in low and medium density support resins, conditions similar to those of our trial, they obtain IT averages ranging from 18.01 to 28.98 Ncm, values close to those of our averages in the zirconium implant (29.05 Ncm) [27]. Likewise, in an experimental study in an animal model (fox hound dogs), the authors tested three groups of zirconium implants and one titanium as control, all of them of different design and macrogeometry. In their results, they show that their group C (sandblasted zirconia plus all microgrooved) presents IT values higher than that those of titanium. Again, to the contrary of our study, not having taken into account the influence of the implant geometry on the IT, it may have been a confounding variable if not a covariate [28].

Besides, studies can be found in the literature, especially in animal models, that compare the two types of implants that we have evaluated (Ti and Zr). The dependent variable that is often analyzed is the Bone to Implant Contact (BIC). In this sense, Dubruille et al. [29], in their histomorphometric analysis of the implant bone interface, conclude that Zr implants obtain a mean BIC percentage higher than that of titanium. These results are consistent with the conclusions of other studies with similar design and objectives [30–34]. However, other studies show similar results in this regard for both materials [35–37]. In general, all of these studies recommend the need for well-designed long-term clinical trials to show peri-implant bone outcomes and the clinical performance of Zr implants.

It is also possible to find clinical studies comparing the two types of implants. Again, possible differences in primary stability are not evaluated and survival during the follow-up period is taken into account. Payer et al. [38] investigated two-piece zirconia and titanium implants loaded with cemented crowns. After a 30-month period, survival rates of 93.3% and 100%, respectively, were recorded. On the contrary, Ostman [39] retained removable hybrid dentures in 73 one-piece zirconia implants and 56 titanium implants in 24 edentulous patients. After 16 months, survival rates of 82.1% were recorded for titanium and 71.2% for zirconia, with the latter showing a considerable decrease in the survival rate. Grassi et al. [40] are performing a five-year clinical follow-up after the placement of single-piece Zr implants. As relevant data for our study, in order to achieve adequate primary stability, these were inserted with an insertion torque of 40 Ncm. The mean of our IT was 25 Ncm, and as with high torques there is the risk of implant fracture.

Finally, despite the higher IT and RFA values of Zr implants with regard to micromovement, no statistically significant differences were found with those of Ti. In a study published by our own research group in 2015, with a design similar to the current one, we found an inverse linear relationship between ISQ values and the micromovement of the implants, in this case of titanium [13]. In this regard, these results were very similar to those found in the current study, where we have again found a strong correlation between the ISQ and micromovement of Ti implants (Pearson coefficient of -0.673 and -0.86 in the 2015 study). However, the inverse linear relationship between ISQ and micromovement of Zr implants is weak, -0.007 . This weak correlation may be due to the elastic properties of Zr itself. One must consider that the RFA is relative to the mass and elastic properties of the material being analyzed. The difference between the mass of a Zr implant and a Ti

implant is negligible due to the volume of the implant itself, but its Young's modulus is practically double. Ultimately, our results allow us to suspect that Zr implants will tend to provide higher ISQ values not completely related to the stiffness of the supporting bone, but to its own intrinsic stiffness.

The clinical relevance of the results of our study is that they lead us to recommend caution regarding protocols for Zr implants that are based on primary stability studies of Ti. Using the IT and ISQ means for Zr implants (299 and 69.4), they would be very close to the 30 Ncm and 70 ISQ values recommended by clinical studies in order to safely perform an immediate loading protocol [16,17]. However, according to our study for Zr, the associated micromovement could present unsuitable values for osseointegration.

More in vitro and clinical studies are required, with designs providing more evidence to evaluate the behavior regarding the stability of implants made of highly rigid materials.

5. Conclusions

In view of our results and taking into account the limitations inherent to these types of studies, it can be concluded that Zr implants have significantly higher IT and RFA values than Ti implants, and in terms of micromovement they do not have significant differences when a load of 50 N is applied. Based on these results, it is not possible to completely reject the null hypothesis considered.

The clinical recommendation is, regarding Zr implants, to not apply decision-making protocols that are based on the primary stability of Ti implants.

Author Contributions: Conceptualization, A.B.-V. and Á.Á.-A.; methodology, A.B.-V., Á.Á.-A. and F.S.L.; validation, N.A., H.d.-L. and M.M.; formal analysis, Á.Á.-A.; investigation, N.A., M.D.-P., M.P. and M.M.; resources, A.B.-V. and Á.Á.-A.; data curation, M.D.-P.; writing—original draft preparation, N.A., H.d.-L. and F.S.L.; writing—review and editing, N.A., A.B.-V., M.D.-P., H.d.-L., Á.Á.-A., M.P., M.M. and F.S.L.; supervision, Á.Á.-A.; project administration, A.B.-V. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The work was supported by the Spanish government and the Ministry of Science and Innovation of Spain by the research project numbers RTI2018-098075-B-C21, cofounded by the EU through the European Regional Development Funds (MINECO-FEDER, EU). Authors also acknowledge Generalitat de Catalunya for funding through the 2017SGR-1165 project.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author.

Acknowledgments: The authors would like to acknowledge Javier Gil and Jose Maria Manero from the Biomaterials, Biomechanics and Tissue Engineering Group of the Technical University of Catalonia, David Chivarrí, of the Postgraduate course in Implants: Surgery and Prosthesis at Miguel de Cervantes European University, and Jordi Martínez from SOADCO, for their help in carrying out this study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Nicholson, J.W. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis* **2020**, *2*, 11. [[CrossRef](#)]
- Passos, S.P.; Nychka, J.A.; Major, P.; Linke, B.; Flores-Mir, C. In Vitro Fracture Toughness of Commercial Y-TZP Ceramics: A Systematic Review. *J. Prosthodont.* **2014**, *24*, 1–11. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Bienz, S.P.; Hilbe, M.; Hüsker, J.; Thoma, D.S.; Hammerle, C.H.F.; Jung, R.E. Clinical and histological comparison of the soft tissue morphology between zirconia and titanium dental implants under healthy and experimental mucositis conditions—A randomized controlled clinical trial. *J. Clin. Periodontol.* **2021**, *48*, 721–733. [[CrossRef](#)]
- Blaschke, C.; Volz, U. Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants—a clinical study in man. *Neuro Endocrinol. Lett.* **2006**, *27*, 69–72. [[PubMed](#)]
- Van Brakel, R.; Meijer, G.J.; Verhoeven, J.W.; Jansen, J.; De Putter, C.; Cune, M.S. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: An in vivo within-subject comparison. *J. Clin. Periodontol.* **2012**, *39*, 995–1001. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

6. Barwacz, C.A.; Brogden, K.A.; Stanford, C.M.; Dawson, D.V.; Recker, E.N.; Blanchette, D. Comparison of pro-inflammatory cytokines and bone metabolism mediators around titanium and zirconia dental implant abutments following a minimum of 6 months of clinical function. *Clin. Oral Implants Res.* **2015**, *26*, e35–e41. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
7. Martins, D.; Couto, R.; Fonseca, E.M.M.; Carreirasa, A.R. Numerical analysis of the mechanical stimuli transferred from a dental implant to the bone. *J. Comput. Appl. Res. Mech. Eng.* **2021**, *11*, 1–11.
8. Brizuela, A.; Herrero-Climent, M.; Rios-Carrasco, E.; Rios-Santos, J.V.; Pérez, R.A.; Manero, J.M.; Gil Mur, J.; Herrero-Climent, M. Influence of the Elastic Modulus on the Osseointegration of Dental Implants. *Materials* **2019**, *12*, 980. [\[CrossRef\]](#)
9. Szmulker-Moncler, S.; Salama, H.; Reingewirtz, Y.; Dubruille, J.H. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *J. Biomed. Mater. Res.* **1998**, *43*, 192–203. [\[CrossRef\]](#)
10. Glauser, R.; Sennerby, L.; Meredith, N. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin. Oral Implants Res.* **2004**, *15*, 428–434. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
11. Meredith, N.; Alleyne, D.; Cawley, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin. Oral Implants Res.* **1996**, *7*, 261–267. [\[CrossRef\]](#)
12. Albrektsson, T. Osseointegration: Historic background and current concepts. *J. Clin. Periodontol. Implant Dent.* **1998**, *28*, 853.
13. Brizuela-Velasco, A.; Álvarez-Arenal, Á.; Gil-Mur, F.J.; Herrero-Climent, M.; Chivarrí-Prado, D.; Chento-Valiente, Y.; Dieguez-Pereira, M. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study. *Implant Dent.* **2015**, *24*, 607–611. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. Trisi, P.; Carlesi, T.; Colagiovanni, M. Implant stability quotient (ISQ) vs. direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): Effect of bone density and insertion torque. *J. Oral Biol. Biomater.* **2010**, *1*, 141–149.
15. Pagliani, L.; Sennerby, L.; Petersson, A.; Verrocchi, D.; Volpe, S.; Andersson, P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: An in vitro study. *J. Oral Rehabil.* **2013**, *40*, 221–227. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Barewal, R.M.; Stanford, C.; Weesner, T.C. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2012**, *27*, 945–956.
17. Ostman, P.O.; Hellman, M.; Sennerby, L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2005**, *7*, 60–69. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
18. Esposito, M.; Grusovin, M.G.; Maghaireh, H.; Worthington, H.V. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst. Rev.* **2013**, *28*, CD003878. [\[CrossRef\]](#)
19. Hanawa, T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent. Mater. J.* **2020**, *39*, 24–36. [\[CrossRef\]](#)
20. Lekholm, U.; Zarb, G.A. Patient selection and preparation. In *Tissue Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1st ed.; Branemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T., Eds.; Publisher Quintessence: Chicago, IL, USA, 1985; pp. 199–209.
21. Tricio, J.; van Steenberghe, D.; Rosenberg, D.; Duchateau, L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* **1995**, *74*, 608–612. [\[CrossRef\]](#)
22. Tabassum, A.; Meijer, G.J.; Wölke, J.G.C.; Jansen, J.A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: A laboratory study. *Clin. Oral Implants Res.* **2010**, *21*, 213–220. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Dos Santos, M.V.; Elias, C.N.; Lima, J.H.C. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2009**, *13*, 215–223. [\[CrossRef\]](#)
24. Watanabe, M.; Hattori, Y.; Satoh, C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int. Congr. Ser.* **2005**, *1284*, 21–27. [\[CrossRef\]](#)
25. Elias, C.N.; Rocha, E.A.; Nascimento, A.L.; Coelho, P.G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2012**, *16*, 169–180. [\[CrossRef\]](#)
26. Ibrahim, A.; Heitzer, M.; Bock, A.; Peters, F.; Möhlhenrich, S.C.; Hölzke, E.; Modabber, A.; Kriha, K. Relationship between Implant Geometry and Primary Stability in Different Bony Defects and Variant Bone Densities: An In Vitro Study. *Materials* **2020**, *13*, 4349. [\[CrossRef\]](#)
27. Karl, M.; Scherg, S.; Grobecker-Karl, T. Fracture of Reduced-Diameter Zirconia Dental Implants Following Repeated Insertion. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2017**, *32*, 971–975. [\[CrossRef\]](#)
28. Delgado-Ruiz, R.A.; Marković, A.; Calvo-Guirado, J.L.; Lazić, Z.; Piattelli, A.; Botićeli, D.; Maté-Sánchez, J.E.; Negri, B.; Ramírez-Fernández, M.P.; Mišić, T. Implant stability and marginal bone level of microgrooved zirconia dental implants: A 3-month experimental study on dogs. *Višesavut. Pregl.* **2014**, *71*, 451–461. [\[CrossRef\]](#)
29. Dubruille, J.H.; Viguet, E.; Le Naou, G.; Dubruille, M.T.; Aurio, M.; Le Charpentier, Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1999**, *14*, 271–277.
30. Aboushelib, M.N.; Salem, N.A.; Takeb, A.L.A.; El Moniem, N.M.A. Influence of Surface Nano-Roughness on Osseointegration of Zirconia Implants in Rabbit Femur Heads Using Selective Infiltration Etching Technique. *J. Oral Implant.* **2013**, *39*, 583–590. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
31. Park, Y.-S.; Chung, S.-H.; Shon, W.-J. Peri-implant bone formation and surface characteristics of rough surface zirconia implants manufactured by powder injection molding technique in rabbit tibiae. *Clin. Oral Implants Res.* **2013**, *24*, 586–591. [\[CrossRef\]](#)
32. Salem, N.A.; Takeb, A.L.A.; Aboushelib, M.N. Biomechanical and Histomorphometric Evaluation of Osseointegration of Fusion-Sputtered Zirconia Implants. *J. Prosthodont.* **2012**, *22*, 261–267. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

33. Schierano, G.; Mussano, F.; Faga, M.G.; Menicucci, G.; Manzella, C.; Sabione, C.; Genova, T.; Von Degerfeld, M.M.; Peirone, B.; Cassenti, A.; et al. An Alumina Toughened Zirconia Composite for Dental Implant Application: In Vivo Animal Results. *BioMed Res. Int.* **2015**, *2015*, 157360. [[CrossRef](#)]
34. Siddiqi, A.; Duncan, W.J.; De Silva, R.K.; Zafar, S. One-Piece Zirconia Ceramic versus Titanium Implants in the Jaw and Femur of a Sheep Model: A Pilot Study. *BioMed Res. Int.* **2016**, *2016*, 6792972. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Stadlinger, B.; Hennig, M.; Eckelt, U.; Kuhlisch, E.; Mai, R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period: A pilot study in mini-pigs. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2010**, *39*, 585–592. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Lee, B.-C.; Yeo, I.-S.; Kim, D.-J.; Lee, J.-B.; Kim, S.-H.; Han, J.-S. Bone formation around zirconia implants combined with rhBMP-2 gel in the canine mandible. *Clin. Oral Implant. Res.* **2013**, *24*, 1332–1338. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Koch, F.P.; Weng, D.; Kramer, S.; Biesterfeld, S.; Jahn-Eimermacher, A.; Wagner, W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: A histomorphometric study in the dog. *Clin. Oral Implant. Res.* **2010**, *21*, 350–356. [[CrossRef](#)]
38. Payer, M.; Heschl, A.; Koller, M.; Aretzl, G.; Lorenzoni, M.; Jakse, N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants—A randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Implant. Res.* **2014**, *26*, 371–376. [[CrossRef](#)]
39. Osman, R.B.; Swain, M.V.; Atieh, M.; Ma, S.; Duncan, W. Ceramic implants (Y-TZP): Are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin. Oral Implant. Res.* **2013**, *25*, 1366–1377. [[CrossRef](#)]
40. Grassi, F.R.; Capogreco, M.; Consonni, D.; Bilardi, G.; Buti, J.; Kalema, Z. Immediate occlusal loading of one-piece zirconia implants: Five-year radiographic and clinical evaluation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2015**, *30*, 671–680. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Comunicación Oral en el 47 Congreso Anual de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética (SEPES).
Madrid

SEPES Nº 53 / 2017 informa

LA REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PRÓTESIS ESTOMATOLÓGICA Y ESTÉTICA

47 CONGRESO ANUAL SEPES

EAOM
EUROPEAN ASSOCIATION FOR OSSEointegration
CONGRESS

JOINT MEETING

SEPES
Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética

MADRID

5-7 OCTUBRE 2017



No te pierdas el congreso europeo de SEPES

ESTUDIO COMPARATIVO PILOTO; INFLUENCIA DE LA RIGIDEZ DEL IMPLANTE EN LA MEDICIÓN DE SU ESTABILIDAD MEDIANTE ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA

Tipo:	ORAL		
Área:	INVESTIGACIÓN		
Autor:	N ARLUCEA TORREALDAY	Centro de Trabajo:	DOCTORANDO, DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO QUIRÚRGICAS, UNIVERSIDAD DE OVIEDO
Coautores:	A ÁLVAREZ ARENAL		CATEDRÁTICO DE PRÓTESIS, DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO QUIRÚRGICAS, UNIVERSIDAD DE OVIEDO
	A BRIZUELA VELASCO		PROFESOR ASOCIADO, DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, UNIVERSIDAD DE SALAMANCA
	D CHÁVARRI		DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I, FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA, UNIVERSIDAD DEL PAÍS VASCO
	M DIEGUEZ		DOCTORANDO, DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES MÉDICO QUIRÚRGICAS, UNIVERSIDAD DE OVIEDO

RESUMEN

OBJETIVO PRINCIPAL

Determinar la influencia del material de fabricación del implante en la frecuencia natural de vibración del mismo y como consecuencia en sus valores de estabilidad ISQ.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realiza un estudio piloto comparativo in vitro en bloques de espuma de poliuretano con cortical y sin cortical (Sawbones, Pacific Reserch Laboratories Inc), simulando las distintas propiedades mecánicas del hueso trabecular de la región posterior del maxilar superior. El bloque con cortical se encuentra cubierto con una resina epóxica de 1mm de grosor que reproduce las propiedades mecánicas del mismo y una densidad de 0,32 g/cm. Para ello, se han labrado 40 lechos implantarios, con el mismo protocolo quirúrgico en cada bloque. A continuación, se ha colocado cada uno de los implantes, Essential Cone 4,5*10 mm fabricado en Ti₆Al₄V con un módulo de elasticidad de 110Gpa y Essential Cone 4,5*10mm de ZrO₂ con 200 Gpa, en los lechos ya preparados, utilizando un torquímetro previamente calibrado. Una vez colocados, se han medido 2 parámetros, torque de desinserción y la estabilidad con análisis de resonancia magnética (RFA). Con los implantes extraídos se ha repetido la operación 19 veces, para lograr una muestra de 20 para cada tipo de implante. La toma de datos responde al registro de cada uno de los parámetros previamente mencionados. Su análisis se ha realizado a través de una hoja de cálculo Excel.

RESULTADOS

Los datos obtenidos en el bloque sin cortical muestran que no hay diferencias significativas entre los distintos materiales de implantes tanto en las mediciones de torque (28,28 para ZrO₂ frente a 25,88 a Ti), así como de estabilidad (67/68,52 ISQ ZrO₂ frente a 66/66,72 ISQ Ti). Mientras que los datos obtenidos en bloque con 1mm de cortical, revelan diferencias significativas entre ambos; torque (40,35 ZrO₂ frente a 26,65 Ti) y estabilidad (80,85/80,5 ZrO₂ frente 75,15/73,4 Ti)

CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos se confirma nuestra hipótesis inicial, en la cual, planteamos lo siguiente: el uso de distintos materiales con distinta rigidez hace variar los coeficientes de estabilidad de los implantes.

SEPES

**Sociedad Española de Prótesis
Estomatológica y Estética**

El Comité Científico certifica que el trabajo:

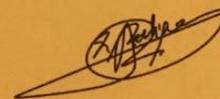
**Estudio comparativo piloto; influencia de la rigidez del
implante en la medición de su estabilidad medi- ante
análisis de frecuencia de resonancia**

del autor:

Nerea Arlucea Torrealday

ha sido presentado como comunicación oral en el 47
Congreso Anual de la Sociedad Española de Prótesis
Estomatológica y Estética celebrado del 5 al 7 de octubre
de 2017 en Madrid

Madrid, 5 de octubre de 2017



Presidente SEPES
Dr. Nacho Rodríguez Ruiz

Comunicación Tipo Póster en el V Congreso Internacional SCOI. Bilbao



